

Aus der Medizinischen und aus der Chirurgischen Universitätsklinik
E r l a n g e n

Direktoren: Prof. Dr. med. N. Henning und Prof. Dr. med. G. Hegemann

Röntgenologische Herzvolumenbestimmung und Herzmodellierung

Bisherige Methoden und ein neuer Beitrag zur routinemäßigen
klinischen Durchführung

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität
zu
Erlangen

Vorgelegt von
Manfred Gries
aus Essen

Dekan: Prof. Dr. E. Schreck

Referenten: Prof. Dr. N. Henning

Prof. Dr. G. Hegemann

Tag der mündlichen Prüfung: 17. Oktober 1960

Sonderdruck aus
„Archiv für Kreislaufforschung“
Band 32, Seite 292–331
Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt



542/61

Aus der Röntgenabteilung (Leiter: Dr. H. Büchner) der Chirurgischen Universitätsklinik
Erlangen (Direktor: Prof. Dr. G. Hegemann) und der Medizinischen Universitätsklinik
Erlangen (Direktor: Prof. Dr. N. Henning)

**Röntgenologische Herzvolumenbestimmung
und Herzmodellierung*)**

**Bisherige Methoden
und ein neuer Beitrag zur routinemäßigen klinischen Durchführung**

Von H. BÜCHNER und M. GRIESE

Mit 16 Abbildungen in 42 Einzeldarstellungen und 6 Tabellen

(Eingegangen am 10. April 1960)

Inhalt

A. Einleitung und Problemstellung 292

B. Kritische Besprechung der bisherigen Methoden 295

C. Eigene Methoden 299

 I. Das Röntgentopogramm 299

 1. Aufnahmetechnik 299

 2. Auswertung der Aufnahmen 301

 3. Volumenbestimmung 305

 4. Herzmodellierung 306

 II. Die Orthodiametrie 308

 III. Kritik der Methoden und Fehlergrenzen 315

 1. Beweis der Herzmodellierung am Gipsmodell 318

 2. Beweis der Volumenbestimmung durch Wasserverdrängung 318

 3. Untersuchungen am Leichenherzen und am anatomischen Herzmodell . . 319

D. Besprechung der Ergebnisse und Gegenüberstellung der verschiedenen Methoden 322

E. Klinische und wissenschaftliche Anwendungsmöglichkeiten 326

F. Zusammenfassung 328

Schrifttum 329

A. Einleitung und Problemstellung

Die Beurteilung der „Herzgröße“ aus der sagittalen Röntgenaufnahme, in wenigen Fällen zusätzlich aus dem Seitenbild, füllt noch heute an unseren Kliniken die Lücke, die eigentlich eine exakte Volumenbestimmung des Herzens für alle pathognostischen Fragestellungen einnehmen sollte. Die Bestimmung linearer Herzmaße hat als Routineuntersuchung ihre Stellung bewahrt, wenngleich man sich heute über ihre Mängel und Fehlermöglichkeiten durchaus im klaren ist. Das liegt darin begründet, daß die Untersuchung einfach durchführbar ist und dem Arzt bisher noch keine Möglichkeiten gegeben sind, zu einer für seinen Bedarf hinreichend genügenden Aussage über das Herzvolumen mit zumindest ebenso einfachen Mitteln zu gelangen. Die lineare

*) D 29.

Größenbestimmung am Herzen geschieht heute nahezu ausschließlich aus der sogenannten Fernaufnahme im Stehen. Hierbei wird die Röntgenvergrößerung entweder ganz vernachlässigt, mit der Begründung, die Fernaufnahme aus zwei Metern würde bei praktisch parallelem Strahlengang unverzeichnete Maße liefern, oder die Maße der Fernaufnahme werden in die absoluten Maße umgerechnet. Für diese Umrechnung sind zahlreiche Tabellen und Nomogramme aufgestellt (GEIGEL, 1909; REH, 1909; BLASIUS, 1938; HOLMQUIST, 1938; LEMCKE, 1951; BARANY, 1954; GLADYSZ, 1956) und spezielle Rechengeräte zur Umrechnung der Filmmaße angegeben worden (DRUMMOND und SCHMELA, 1939; BÜCHNER, 1952; INNES, 1953; BROWN, 1957).

Im allgemeinen wird die Herzmessung stehend vorgenommen. Zahlreiche Untersuchungen haben jedoch gezeigt, daß Herzlage und Hämodynamik im Liegen und Stehen erheblich differieren können (MORITZ, 1905; DIETLEN, 1906; GROEDEL, 1911; SCHLOMKA und DAUM, 1937; MUSSHOF und REINDELL, 1956 und 1957). Es gibt Untersucher, die prinzipiell der Herzmessung im Liegen den Vorzug geben und auch Fernaufnahmen im Liegen anfertigen (KJELLBERG, 1953; REINDELL und Mitarb., 1958).

Neben der Frage, ob im Stehen oder Liegen untersucht werden soll, hat früher die Frage Orthodiagramm oder Fernaufnahme eine erhebliche Rolle gespielt. Sie ist inzwischen zugunsten der Fernaufnahme entschieden worden, nicht weil diese die exakteren Herzmaße liefert, sondern weil sie sich leichter durchführen läßt. Man muß sich in diesem Zusammenhang daran erinnern, daß die Orthodiagraphie (MORITZ, 1900) die ältere Methode ist, und daß nach Einführung der Fernaufnahme durch KÖHLER (1905) lange Jahre der Streit darum ging, welche der beiden Methoden zur Herzgrößenbeurteilung benützt werden soll und ob die Maße der beiden Methoden überhaupt vergleichbar sind. Später haben sich die Unterschiede zwischen beiden Methoden leider etwas verwischt. Die mittels Orthodiagraphie gewonnenen Erkenntnisse, so z. B. die Herz-Lungenkorrelation nach GROEDEL, wurden ohne weiteres auf die Fernaufnahme übertragen und ein praktisch paralleler Strahlengang für die Fernaufnahme angenommen. Es wurde hier nicht zuletzt aus der Not eine Tugend gemacht und die exaktere Untersuchungsmethode mit der weniger exakten aber einfacher durchführbaren vertauscht. Die Verzeichnung der Fernaufnahme aus 200 cm und die der Aufnahme aus 150 cm ist jedoch keineswegs zu vernachlässigen. Im allgemeinen beträgt die Vergrößerung 5–10% für die Herzmaße. Dies entspricht einem Projektionsverhältnis von 200/10 bis 200/20, bzw. 150/7,5 bis 150/15. Für seitliche Thoraxaufnahmen muß in vielen Fällen eine noch stärkere Verzeichnung angenommen werden. Selbst bei einem Röhrenabstand von 6 m würde bei einem Herzabstand zum Film von 15 cm ein Herzdurchmesser von 12 cm noch um 0,3 cm vergrößert werden.

Ein weiteres Moment, welches die gebräuchliche Fernaufnahme zur exakten Beurteilung der Herzgröße ungeeignet macht, ist die Ungewißheit, in welcher Aktionsphase das Herz getroffen wurde, sowie die Unsicherheit über die Atemlage und die Druckverhältnisse im Thoraxraum. Es ist sehr leicht möglich, daß der Patient bei tiefem Inspirium, statt lediglich den Atem anzuhalten, unwillkürlich preßt und dadurch ein ungewollter VALSALVAScher Versuch zustande kommt. Allein durch all diese unkontrollierbaren Momente können Größendifferenzen am Herzen von 1–2 cm auftreten, wie unter anderen DIETLEN (1906, 1913) und HAMMER (1918) zeigen konnten. Es sind daher

mehrere Vorschläge gemacht worden, die Fernaufnahme in einer bestimmten Aktionsphase des Herzens vom Ekg oder Puls aus zu schalten und auch die Atemlage in der Schaltung zu berücksichtigen (BERGK und CHANTRAINE, 1932; LUDWIG, 1938; EGGLI, 1939; JONSELL, 1939; LIECHTI, 1942; KJELLBERG, 1948). In den Routinebetrieb haben diese Schaltungen jedoch kaum Eingang gefunden. In neuester Zeit sind allerdings auch Zusatzgeräte auf den Markt gekommen, welche in Verbindung mit einem vorhandenen Röntgenapparat eine herzphasengerechte Aufnahme ermöglichen.

Im Gegensatz zu den obigen Autoren mißt REINDELL (1958) der Aktionsphase des Herzens bei der Volumenbestimmung keine Bedeutung zu. Seine Vergleiche hätten ergeben, daß eine herzphasengesteuerte Aufnahme überflüssig sei.

Aus der Erkenntnis heraus, daß die linearen Maße der Fernaufnahme für eine klinische Herzgrößenbeurteilung zu ungenau sind und bei der verfeinerten funktionellen klinischen Herz-Kreislaufdiagnostik von heute an Bedeutung verloren haben, ist immer wieder von verschiedenen Seiten die Forderung nach einer „Raumdiagnose“ des Herzens erhoben worden. Größen- und Formveränderungen eines räumlichen Gebildes können mit Strecken- oder Flächenmessungen aus seinen Projektionen nie so exakt erfaßt werden wie mit einer Volumenbestimmung oder Organmodellierung. Das Herz ist ein Hohlorgan. Die Bestimmung eines oder mehrerer Durchmesser in einer oder mehreren Ebenen muß daher immer unbefriedigend bleiben. Man kann weder etwas Genaueres aussagen über die Wandstärke, noch über die Größe der einzelnen Herzhöhlen. THURN (1959) hat diese Verhältnisse in neuerer Zeit eingehend untersucht. Am nächsten einer befriedigenden Lösung steht daher heute die Herzvolumenbestimmung, von der ASSMANN (1929) sagt, sie sei für den Kliniker das anzustrebende Endziel. Auch in neueren Lehrbüchern gewinnt sie mehr und mehr an Bedeutung. So vertritt HOLZMANN (1952) die Meinung, daß die Volumenbestimmung grundsätzlich als Ziel aller röntgenologischen Messungen der Gesamtherzgröße bezeichnet werden muß. Sie ist daher in den skandinavischen Ländern z. T. schon zur Routinemethode geworden. Im Gegensatz hierzu scheint die Auffassung einiger amerikanischer Autoren zu stehen, die sich in dem Atlas der Röntgenbildmessung von LUSTED und KEATS (1959) findet. Dieser Atlas stellt die erste zusammenfassende Darstellung einiger Teilgebiete der Radiometrie dar und bringt im Kapitel „Herzmessung“ nur die linearen Maße des Sagittalbildes amerikanischer Autoren.

Demgegenüber hat BJÖRK auf dem 1949 in Schweden stattgefundenen Symposium über röntgenologische Herzvolumenbestimmung folgende Forderungen aufgestellt, die wir wörtlich auch unserer Arbeit voranstellen möchten:

1. Die Methode muß korrekt sein, d. h. es sollte eine volumetrische Methode benutzt werden, da das Herz ein dreidimensionaler Körper ist; 2. eine obere (und nach Möglichkeit eine untere) Grenze des Normalen sollte angegeben werden. 3. Es sollte möglich sein, dasselbe Herz zu verschiedenen Zeiten mit hinreichender Genauigkeit zu vergleichen; und 4. die Methode sollte einfach genug sein zum täglichen Gebrauch.

Die verschiedenen, oft sehr komplizierten Wege, die in Richtung der Forderung nach einer genaueren Größenbestimmung des Herzens beschritten wurden, zeigen immer wieder die Tiefe des Problems auf, wie es sich wissenschaftlich und klinisch gleichermaßen stellt.

Ausgangspunkt zu den vorliegenden Untersuchungen war daher die Fragestellung, inwieweit mit den bisher üblichen Methoden die Herzgröße, also das Herzvolumen, für den klinischen Gebrauch annähernd erfaßt werden kann.

B. Kritische Besprechung der bisherigen Methoden

Eine Zusammenstellung der wesentlichsten und richtungweisenden Verfahren auf dem Gebiete der Herzvolumenbestimmung und Herzmodellierung zeigt Tabelle 1. In ihr sind Untersuchungstechnik, gegebenenfalls das Modellmaterial und die Volumenformel berücksichtigt. In diesen Formeln sind unabhängig von den Symbolen, wie sie von den Autoren angegeben wurden, überall gleiche Bezeichnungen verwendet worden, wobei V gleich dem Gesamtvolumen des Herzens, F_s der sagittalen Herzfläche, T dem größten Tiefendurchmesser im Seitenbild, L der Längsachse und B der senkrecht zu ihr gemessenen Herzbreite entspricht. Mit F sind die Tomogramm- und Topogramflächen bezeichnet.

Orthodiagraphie und Fernaufnahme beherrschen im wesentlichen das Feld der Untersuchungstechnik, hinzu gesellen sich noch in neuerer Zeit Spezialverfahren wie Horizontal- und Transversalplanigraphie, die zugleich eine Abkehr vom „starren“ Herzfaktor bringen, wenngleich auf Kosten der Einfachheit in der Methodik.

Mit der von MORITZ eingeführten Orthodiagraphie, bei welcher die Ränder des Herzschatte mit einem parallel zu sich selbst verschiebbaren engen Strahlenbündel abgetastet werden, beginnt auch das Suchen nach einer Möglichkeit, das Herz am Lebenden zu modellieren und sein Volumen zu bestimmen.

Diese Methode ergibt eine genaue Parallelprojektion der größten Ausdehnung des Herzens und gestattet so die Bestimmung der verschiedenen Herzmaße, unter ihnen die Flächenausdehnung der Herzprojektion, die allgemein als „Herzgröße“ bezeichnet wird. Daß diese Bezeichnung falsch und abwegig ist, haben schon ASSMANN und KAHLSTORF erwähnt, weil in ihr von der Voraussetzung ausgegangen wird, daß die Tiefenausdehnung des Herzens in allen Fällen gleichgroß ist.

Aus der Zusammenstellung ist ersichtlich, daß zur räumlichen Erfassung des Herzens zunächst nur die Orthodiagraphie herangezogen wurde. MORITZ hat zwei senkrecht aufeinander stehende Orthodiagrammflächen aus Pappe ausgeschnitten und zusammengesetzt. GEIGEL war der erste, der versuchte, das Herzvolumen in einer Formel zu erfassen. Er nimmt den orthodiographisch gemessenen Flächeninhalt der Herzsilhouette als Kreisfläche an und setzt diese in die Kugelformel ein. BARDEEN variiert diese Formel später für die Belange der Fernaufnahme.

ROHRER gelangte zu seiner Formel, die wohl noch heute als bekannteste gelten dürfte, über die Tatsache, daß das Volumen eines Körpers beliebiger Form dem Produkt aus der Parallelprojektion einer seiner Flächen und der mittleren linearen Ausdehnung in der Projektionsrichtung entspricht. Während die Flächengröße leicht aus dem Sagittalorthodiagramm zu ermitteln ist, kann der sagittale Herzdurchmesser nicht ohne weiteres bestimmt werden. Nach ROHRER steht jedoch für einen regelmäßigen Körper die mittlere lineare Ausdehnung zur größten in einem bestimmten Verhältnis, das für den betreffenden

Tabelle 1. Herzvolumenbestimmung und Herzmodellierung

	Autoren	Volumenformel	Untersuchungstechnik	Modellmaterial
1907	MORITZ		Orthodiagraphie	Pappe u. Wachs
1914	GEIGEL	$V = F_s^{\frac{3}{2}} \cdot \frac{4}{3\sqrt{\pi}} \cdot T$	Orthodiagraphie	
1916	ROHRER	$V = 0,63 \cdot F_s \cdot T$	Orthodiagraphie	
1920	PALMIERI		Fernaufnahmen und Modellierungsapparat	Ton
1922	BARDEN	$V = 0,53 \cdot F_s^{\frac{3}{2}} \cdot T$	Fernaufnahmen	
1926	LYSHOLM		Orthodiagraphischer Modellierungsapparat	Ton
1928	SCHATZKI		Orthodiagraphischer Modellierungsapparat	Ton
1932	BREDNOW		Fernaufnahmen u. Modellierungsapparat	Gips
1932	KAHLSTORF	$V = 0,63 \cdot F_s \cdot T$	Orthodiagraphie	
1934	WEGELIUS		Spezialgerät mit 3 Röhren, Aufnahmen und Rückprojektion	Pappe
1939	LUDWIG	$V = 0,46 \cdot L \cdot B \cdot T$	Orthodiagraphie	
1939	JONSELL	$V = 0,42 \cdot L \cdot B \cdot T$	Aufnahmen aus 150 cm; Ekg-geschaltet	
1948	LARSSON u. KJELLBERG	$V = 0,53 \cdot \dots \cdot 0,625 \cdot L \cdot B \cdot T$	Fernaufnahmen, Röhre 30° caudal, Bauchlage Ekg-geschaltet	
1950	TAKAHASHI u. Mitarb.		Transversalplanigraphie (Solidographie)	Gips
1951	BÜCHNER	$V = 0,63 \cdot F_s \cdot T$	Orthodiametrie und Fernaufnahme	
1953	FUCHS u. BAYER	$V = \frac{1}{3(n-1)} (F_1 + 4F_2 + 2F_3 + 4F_4 + \dots + F_n)$	Horizontalplanigraphie u. Orthodiagraphie	
1953	DUHAMEL u. Mitarb.	$V = F_1 + F_2 + F_3 + \dots + F_n$	Transversalplanigraphie	
1954	LINDGREN u. ODÉN	$V = 0,35 \cdot L \cdot B \cdot T$	Schirmbildaufnahmen 7,5 × 7,5 cm; 80 cm FSA	
1955	REINDELL u. Mitarb.	$V = 0,4 \cdot L \cdot B \cdot T$	Fernaufnahmen im Liegen, Röhre unter dem Tisch	
1957	GEBHARDT	$V = \frac{1}{6} (F_1 + F_n) \cdot (T - T_{F_1} \dots F_n) + F_2 + F_3 + \dots + F_{n-1}$	Horizontalplanigraphie u. Fernaufnahme	

Körper konstant ist. Für ein quergelagertes Paraboloid beträgt dieser Faktor 0,59. ROHRER hat ihn für das Herz an einem Modell mit 0,62 ermittelt und nach Anbringung einer Korrektur mit 0,63 angegeben, so daß er zu seiner Formel $V = 0,63 \cdot F_s \cdot T$ kam.

Die mathematischen Erwägungen dürfen jedoch nicht darüber hinwegtäuschen, daß dieser Faktor eben nur für das eine bestimmte Modell Gültigkeit besitzt. Hätte ROHRER ein Herzmodell anderer Form gewählt, das nicht dem angenäherten Paraboloid gerecht würde, so hätte er einen anderen Faktor erhalten.

KAHLSTORF kam Jahre später unabhängig davon auf einem anderen Wege zu der gleichen Formel, die er von den der Herzform angeblich am nächsten stehenden Körpern ableitete, dem Ellipsoid und Paraboloid. Die der Herzform entsprechende Konstante von 0,63 liegt in der Mitte der für das Ellipsoid und Paraboloid geltenden Faktoren.

In den zwanziger Jahren und in der Folgezeit wurden dann eine Reihe plastischer Methoden bekannt, die teils mit der Fernaufnahme (PALMIERI, BREDNOW), teils mittels der Orthodiagraphie (LYSHOLM, SCHATZKI) das Herz aus Ton oder Gips nachmodelliert haben. Patient und Modellmaterial drehten sich hierbei auf gekoppelten Töpferscheiben, und die Modelle setzten sich aus einzelnen tangentialen Flächen zusammen.

Einen völlig neuen Weg zur Herzmodellierung beschritt WEGELIUS. Er konstruierte ein eigenes Spezialgerät mit drei Röhren, die vom Herzen drei Aufnahmen in verschiedenen Ebenen ermöglichten. Unter Austausch dieser Röhren gegen drei Scheinwerfer und Einsetzen des fertigen Röntgenbildes an bestimmten Stellen der Apparatur, sowie Rückprojektion des Bildes auf einer Zeichenfläche, konnten form-, lage- und größengerechte Herzsektionen dargestellt werden, die nun zu einem Modell zusammengefügt wurden. Für die Praxis ergibt sich aus der Methode kein Nutzen, aber es ist interessant zu sehen, mit welchem Aufwand, welcher Kompliziertheit und Mühe man solchen Fragen nachgehen kann.

Abweichend von der Sagittalfäche des Orthodiagramms haben etwa gleichzeitig JONSELL und LUDWIG, fußend auf der ROHRER-KAHLSTORFSchen Formel, den Begriff des sogenannten Herzrechtecks in die Herzvolumenbestimmung getragen und eine Beziehung zwischen den linearen Herzgrößen L , B und T und dem Gesamtvolumen gesucht. Das Produkt aus diesen drei Größen wird in den Formeln mit einem empirischen Faktor multipliziert, der bei JONSELL für die Aufnahme aus 150 cm 0,42 beträgt, bei LUDWIG für die Orthodiagraphie 0,46. JONSELL war es außerdem, der als erster die Herzvolumenbestimmung mit Herzphasen-geschalteten Aufnahmen durchgeführt hat, die vom Ekg aus gesteuert wurden.

REINDELL und Mitarb. haben in neuerer Zeit wiederholt über Herzvolumenbestimmung berichtet. Auch sie verwenden die alte ROHRER-KAHLSTORFSche Formel, bestimmen aber die Sagittalfäche über die Ellipsenformel und verwenden einen Faktor von 0,4, für die Fernaufnahme im Liegen mit der Röhre unter dem Tisch.

Beim Vergleich der drei von JONSELL, LUDWIG und REINDELL benützten Formeln ergibt sich ein gewisser Widerspruch in der Größe des konstanten Faktors. Wenn der Faktor für eine Aufnahme aus 150 cm 0,42 beträgt – abgeleitet aus dem Faktor 0,46 für die Orthodiagraphie –, so müßte der Faktor

für die Fernaufnahme aus 200 cm über 0,42 liegen und nicht mit 0,4 darunter. Der Faktor der REINDELLSchen Formel von 0,4 darf daher nicht für alle Fernaufnahmen verallgemeinert werden und kann nur für eine spezielle von REINDELL benützte Aufnahmetechnik stimmen, bei der man einen sehr großen Objekt-Filmabstand von etwa 25 cm annehmen muß.

Gegenüber der röntgenologischen Herzvolumenbestimmung ist immer wieder der Einwand laut geworden, daß man ein so verschieden geformtes Organ nicht mit einem konstanten Faktor, der nur für einen bestimmten angenommenen Umdrehungskörper Gültigkeit hat, berechnen kann. LARSSON und KJELLBERG haben daher ausgedehnte Versuche in dieser Richtung unternommen und festgestellt, daß sich der Faktor mit der Herzform ändern muß. Vor allem die Abflachung in dorso-ventraler Richtung ist hier von Bedeutung. Sie haben einen Index für die Form des Herzens ausgerechnet aus dem Quotienten, aus dem Quadrat des Tiefendurchmessers und der sagittalen Fläche. Je nach der Größe dieses Quotienten bzw. der Herzform, soll dann der Faktor zur Berechnung des Herzvolumens zwischen 0,53 und 0,625 schwanken. Auch sie benützen die Fernaufnahme, die vom Ekg aus geschaltet wird. Der Patient befindet sich in Bauchlage, und die Röhre ist mit einem Winkel von 30° nach caudal gekippt.

Auch das Röntgenschirmbild wurde zur Herzvolumenbestimmung herangezogen. LINDGREN und ODÉN haben hierzu das $7,5 \times 7,5$ cm-Schirmbild bei einem Aufnahmeabstand von 80 cm benützt. Nach Korrektur der optischen Verkleinerung des Schirmbildes kommen sie für den benützten Aufnahmeabstand von 80 cm zu einem konstanten Faktor von 0,35.

Eine Möglichkeit, um mit der Fernaufnahme zusammen die Orthodiagrammformel von ROHRER und KAHLSTORF anwenden zu können, hat BÜCHNER angegeben. Dabei wird die Sagittalfäche der Fernaufnahme in die Orthodiagrammfläche umgerechnet. Der Umrechnungsfaktor wird durch Gegenüberstellung des bei einer Durchleuchtung orthodiametrierten größten queren Herzdurchmessers mit dem der vorliegenden Fernaufnahme ermittelt. Der Quotient aus diesen beiden Werten ist der lineare Verzeichnungsfaktor. Die größte Herztiefe wird bei seitlicher Durchleuchtung ebenfalls orthodiametrisch erfaßt, so daß die ROHRER-KAHLSTORFSche Formel verwendet werden kann.

Aus der bisherigen Besprechung ist ersichtlich, daß die Versuche, das Herz als einen rein geometrischen und mathematisch bestimmbaren Körper aufzufassen und sein Volumen in eine entsprechende Formel zu zwängen, bald verlassen wurden. Durch den Herzfaktor als Korrekturgröße hat man eine neue Richtung in die Herzvolumenbestimmung gebracht. Dieser Faktor steht in varierten Formen noch heute im Mittelpunkt der meisten Methoden, und er soll alle die Abweichungen erfassen, die das Herz durch schöpferische Hand und krankhaftes Geschehen von einem geometrischen Körper wegführen.

Einen völlig neuen Weg zur Herzvolumenbestimmung gehen daher die Methoden, die mit Herzquerschnitten arbeiten, sei es durch horizontale (FUCHS und BAYER, GEBHARDT) oder transversale Schichtaufnahme (TAKAHASHI und Mitarb., DUHAMEL und Mitarb.). Bei der horizontalen Schichtaufnahme werden vom Organ bei liegendem Patienten mehrere horizontale Einzelschichten dargestellt, bei der transversalen Schichtaufnahme werden bei sitzendem Patienten die Organschnitte als Querschnitte gelegt.

Nach Abschluß dieser Arbeit ist im Band 32 des vorliegenden Archivs ein weiterer Beitrag zum Problem der Herzvolumenbestimmung mittels Schichtdarstellung erschienen. BRAUN (1960) hat das Vorgehen von FUCHS und BAYER dahingehend modifiziert, als er in Bauchlage des Patienten die Aufnahmen als Simultanschichtserie, d. h. 7 bis 10 Aufnahmen zugleich mit einer Belichtung anfertigt. Er hat als erster die Belichtungszeiten so gewählt, daß er sie der jeweiligen Dauer einer vollen Herzrevolution anpaßt und vom Ekg aus steuert. Alle Aufnahmen stellen somit das Herz während einer Systole und Diastole dar.

Während TAKAHASHI eine plastische Methode verwendet und das Herz mit Hilfe von stratigraphischen oder, wie er es nennt, rotatographischen Querschnitten modelliert, wenden FUCHS und BAYER auf ihre Querschnitte die Prismatoidformel an und bestimmen die größte Tiefe orthodiagraphisch. Die Querschnittsflächen der horizontalen Schnittaufnahmen werden gemessen und die durch die Zentralprojektion bewirkte Vergrößerung eliminiert. Im Hinblick auf die früheren Volumenformeln aus Flächen- und Längenmaßen, sowie einem konstanten Faktor, bezeichnen die Autoren ihre Methode als „einwandfrei“. Hierzu paßt dann allerdings nicht, daß sie wohl infolge Abgrenzungsschwierigkeiten der ersten und letzten Schicht von diesen als Deck- und Grundflächen sprechen und die übrigbleibenden Kappen vernachlässigen. In ihrem angeführten Beispiel betragen deren Grundflächen 89 bzw. 76 cm², was günstigenfalls immer noch einem Volumen von etwa 45 bzw. 35 cm³ entspricht.

DUHAMEL dagegen verwendet die Transversalplanigraphie und schlägt vor, als Annäherungswert an das Herzvolumen einfach die Summe der Querschnittsflächen in einem Abstand von 1 cm zueinander zu nehmen.

GEHARDT addiert zur Summe der aus den Horizontalschnitten gewonnenen zweiten bis vorletzten Schicht die obere und untere Kappe, indem er die erste bzw. die letzte Schicht mit dem jeweiligen Rest des aus der Fernaufnahme erhaltenen Tiefendurchmessers, der sich aus der Subtraktion der Schichttiefe ergibt, multipliziert.

C. Eigene Methoden

I. Das Röntgen-Topogramm

1. Aufnahmetechnik

Der von BÜCHNER 1959 geprägte Begriff stellt eine Bezeichnung für eine mittels Durchleuchtung oder Röntgenaufnahmen gewonnene Körperquerschnittsskizze im Maßstab 1:1 dar, in der das Objekt oder das betreffende Organ als Querschnitt in seiner natürlichen Größe und seiner naturgetreuen Beziehung zur Körperoberfläche und den Nachbarorganen wiedergegeben wird. In der erst kürzlich erschienenen ersten Mitteilung über das Röntgen-Topogramm hat BÜCHNER das Prinzip der Methode ausführlich geschildert, die verschiedenen Anwendungsmöglichkeiten aufgezeigt und dabei auch auf die Möglichkeit hingewiesen, mit dieser Methode auf einfache Art das Herzvolumen zu bestimmen. Die Idee, mittels der Röntgenstrahlen einen Organquerschnitt zu erzielen, ist an sich nicht neu. Sie wurde ebenfalls aus der Orthodiagraphie geboren und es wurden früher auch Orthodiagraphen für Quersektionen angegeben (LYS HOLM, 1926; STECHER, 1939). Der erste, der bei der Durchleuchtung durch Markierung der tangentialen Strahlenebenen unter Drehung des Patienten in einen abmodellierten Körperquerschnitt größenwahre Herzquerschnitte ein-

gezeichnet hat, war SAHATCHIEFF (1925). 1928 hat dann KNOTHE das der Röntgentopographie zugrunde liegende Prinzip mitgeteilt und bereits ein Band mit Bleizahlen und Bleimarken um den Körper gelegt.

In der vorliegenden Arbeit ist nun diese Möglichkeit zu einer in der Klinik routinemäßig anwendbaren Methode ausgebaut worden, ihre Resultate sind durch eine Reihe Kontrollversuche mit Gipsmodellen und Leichenherzen erstmalig nachgeprüft, und ihre Fehlergrenzen sind zu denen der übrigen Verfahren in Beziehung gesetzt worden.

In diesem Rahmen soll das Röntgen-Topogramm daher nur vom Blickwinkel der Herzvolumenbestimmung und des Herzmodells aus besprochen werden. Das Herzvolumen wird nach der vorliegenden Methode aus der Oberfläche seiner im Abstand von 1 cm gelegten Querschnitte bestimmt, und auch das Herzmodell setzt sich aus diesen naturgetreuen Schnitten zusammen, die auf einer Nadel lagegerecht in Zentimeterabstand aufgespießt oder gleich in zentimeterstarken Schaumgummischeiben ausgeschnitten werden. (Vgl. das sog. „Schaschlikmodell“ der Abb. 4.) Wie gelangt man nun zu diesen unverzeichneten Querschnittsflächen?

Das Prinzip des Röntgen-Topogramms beruht darauf, mittels zahlreicher bekannter und unterscheidbarer Bleimarken auf der Körperoberfläche des Patienten und in Höhe des Organs diejenigen tangentialen Strahlenebenen graphisch zu rekonstruieren (in der Regel acht), die bei der Röntgenaufnahme für die Abgrenzung des Organs maßgebend waren. In der Körperquerschnittsskizze grenzt sich so ein Achteck ab, in welches sich ohne größeren Zwang und unter der Annahme einer allseits konvexen Kontur der Organquerschnitt leicht einzeichnen läßt.

Zur speziellen Ausrüstung für das Röntgen-Topogramm gehört ein Lokalisationsband mit röntgenschattegebender Zentimetereinteilung, sowie ein plastisches Kurvenlineal¹⁾. Einen Beckenzirkel verwendeten wir zusätzlich zur Kontrolle der äußeren Thoraxtiefe zwischen Sternum und Wirbelsäule und der größten Thoraxbreite in Höhe des Lokalisationsbandes. Dem Patienten wird das Lokalisationsband etwa in halber Herzhöhe umgelegt und mit Leukoplast fixiert, so daß ein Verrutschen unmöglich wird. Vereinbarungsgemäß liegt die Nullmarke des Bandes ventral in der Medianlinie über dem Sternum. So wird eine Rekonstruktion der Bandlage jederzeit leicht möglich sein. Während etwa zur Fremdkörperlokalisierung eine einfache Durchleuchtung in zwei verschiedenen Richtungen genügt, in denen das Objekt gerade gut sichtbar ist, und man sich jeweils die Bandschnittwerte mit dem Objekt notiert, sind zur Herzmodellierung vier gezielte Aufnahmen erforderlich. Dabei muß der Patient die gleiche Armhaltung und Körperstellung behalten wie später auch beim Abmodellieren des Thoraxumfanges. Wir erreichen dies dadurch, daß wir die Arme über den Kopf schlagen lassen. Die vier gezielten Aufnahmen müssen keineswegs streng im dorsoventralen und seitlichen Strahlengang, sowie im I. und II. schrägen Durchmesser geschossen werden, sondern sollen sogar in den vier aus der Durchleuchtung gewonnenen, günstigsten Projektionen angefertigt werden, in denen sich die Herzkonturen am besten darstellen. Hierin liegt ein Vorteil gegenüber allen anderen Methoden, welche die Herzvolumenbestimmung auf Grund von blind eingestellten und in festgelegten Projektionsrichtungen angefertigten Aufnahmen durchführen, wobei sich die Herzkonturen nicht immer so weitgehend abgrenzen lassen, wie unter den günstigsten Projektionsrichtungen während der Durchleuchtung. Sollte dennoch auf einer der Aufnahmen eine Herzkontur unsicher erscheinen, so hat der Untersuchende die Möglichkeit, diese aus dem Erinnerungsbild der Durchleuchtung auf der Aufnahme dann doch noch zu erkennen. Auf eine weitere Möglichkeit der Kontrolle werden wir im Zusammenhang mit der eigentlichen Herzmodellierung hinweisen.

¹⁾ Elektromed. Werkstätte Friedr. Janus, Landau/Isar.

Es soll nicht unerwähnt bleiben, daß die Aufnahmen zum Röntgen-Topogramm auch als Fernaufnahmen angefertigt werden können, ja daß selbst innerhalb der Bestimmungsreihe eines Patienten ein Teil der Aufnahmen am Zielgerät und ein anderer Teil als Fernaufnahmen angefertigt werden kann. Mit anderen Worten: die Verprojektion bzw. die Vergrößerung des Herzens ist völlig bedeutungslos geworden.

Als Untersuchungsbedingungen wählten wir die Aufnahmen im Stehen und bei normaler Atmung. Durch eine verlängerte Belichtungszeit auf etwa 2 sec erfaßten wir auf den Aufnahmen sicher die diastolische Herzkontur, so daß exakte Vergleiche mit den diastolischen Maßen der Orthodiametrie möglich waren. Alle unsere Volumina stellen daher diastolische Werte dar, und auch die Modelle zeigen das Herz in Diastole. Auf eine weitere Möglichkeit möchten wir in diesem Zusammenhang hinweisen. Man kann die Aufnahmen zur Röntgentopographie auch als Herzkymogramme anfertigen. Dies erfordert zwar eine etwas schwierigere Aufnahmetechnik, hat aber den Vorteil der sicheren Abgrenzung der diastolischen und oft auch der systolischen Herzkontur und bietet darüber hinaus die Möglichkeit, infolge der kymographischen Bewegungsausschläge, die Herzkontur auch dort zu erkennen, wo sie auf den normalen Aufnahmen nur schwer zu sichern ist. Mit der seit einigen Jahren im Handel befindlichen Kymo-Kassette ist die Anfertigung von Herzkymogrammen übrigens wesentlich erleichtert worden.

Ein weiteres einfaches Hilfsmittel soll hier noch erwähnt werden. Wir legten zwischen Film und Folie transparentes Millimeterpapier und erhielten so auf der Aufnahme ein feines Netz, das die spätere Auswertung wesentlich erleichtert.

Den nächsten Schritt bildet die Abmodellierung des Thoraxquerschnittes in Bandhöhe mit dem plastischen Kurvenlineal. Auf den so gewonnenen Körperumfang werden die Zentimeterwerte des Bandes durch Umfahren mit einer Stempelrolle übertragen.

Abb. 1 zeigt 4 Aufnahmen, welche unter der Durchleuchtung am Zielgerät mit unbekannter und von Aufnahme zu Aufnahme wechselnder Verzeichnung des Herzens angefertigt wurden. *a* ist die dorso-ventrale Aufnahme, *b* entspricht etwa dem Seitenbild, jedoch wurde der Patient so gedreht, daß die ventrale Herzkontur von der Brustwand freikam; *c* entspricht etwa dem Bild im I. schrägen Durchmesser, und *d* ist das Herz im II. schrägen Durchmesser.

Man erkennt auf allen Aufnahmen deutlich die Bleimarken und Bleizahlen des Lokalisationsbandes. Alle Zentimeter steht eine Marke und alle 5 cm eine Zahl. Die filmnahen Zahlen erscheinen kleiner und schärfer, die filmfernen größer, spiegelbildlich und unschärfer. Es ist für die Auswertung ohne jede Bedeutung, daß die vordere und hintere Zirkumferenz des Bandes sich nicht in die gleiche Bildebene projizieren, da in kranio-kaudaler Richtung bei der Auswertung keine projektionsaufhebenden Maßnahmen vorgenommen werden und die seitliche Verprojektion davon unberührt bleibt.

2. Auswertung der Aufnahmen

Die Auswertung der Aufnahmen für die reine Volumenbestimmung wie für die Herzmodellierung beginnt stets mit der Darstellung des Herzquerschnittes in der horizontalen Zentralstrahlebene (*Z* der Abb. 1). Diese Ebene ist durch die horizontale Mittellinie des Films gegeben, wenn der Röhrenfokus bei den Aufnahmen in dieser Höhe (Kassettenmitte) eingestellt war, was bei allen richtig eingestellten Röntgenaufnahmen der Fall ist. Genauer ausgedrückt handelt es sich übrigens nicht um die Zentralstrahlebene, sondern um die Vertikalstrahlebene, d. h. um diejenige Ebene, in welcher der senkrecht auf den Film auftreffende Strahl, der Vertikalstrahl, liegt. Er ist mit dem Zentralstrahl nur dann identisch, wenn die Röhre exakt auf die Filmmitte zentriert ist und nach keiner Seite abgewinkelt ist. Die Richtung, bzw. der Auftreffpunkt des Zentralstrahls spielt übrigens bei allen röntgenologischen Meßmethoden und darüber hinaus bei der Röntgenprojektion entgegen einer weit verbreiteten Meinung keine Rolle. Es kommt nur auf den Vertikalstrahl an, d. h. auf die Stellung des Röhrenfokus zum Objekt (BÜCHNER 1951, 1959). Auch bei der Röntgentopographie muß die Röhre daher nicht exakt zentriert sein. Wichtig ist

nur, daß der Röhrenfokus etwa senkrecht über der Schirmmitte, bzw. der Filmmitte steht. Wo der Zentralstrahl hinzielt, ist belanglos.

Der Herzquerschnitt in Schirmmitte bzw. Filmmitte ist der einzige, für den sich auf allen 4 Aufnahmen korrespondierende Randpunkte festlegen lassen. Aus diesem Grund ist es auch wichtig, daß während der Aufnahmen zwischen Röhre, Film und Patient keine Höhenverschiebung stattfindet. Diese Bedingung läßt sich sowohl am Zielgerät, als auch bei der Fernaufnahme einhalten.

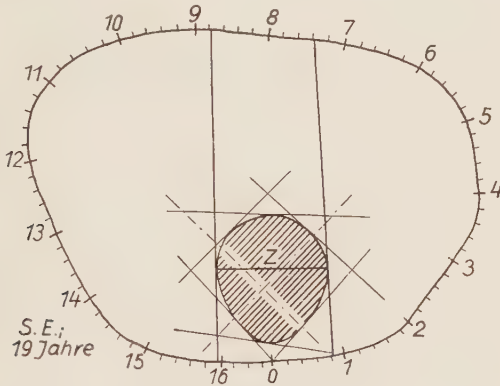


Abb. 2. Röntgen-Topogramm des Herzquerschnittes in der Zentralstrahlebene der Abb. 1.

Abb. 2 zeigt den in die Körperquerschnittsskizze lagegerecht eingezeichneten Herzquerschnitt in der Zentralstrahlebene. Er ist durch ein Achteck abgegrenzt und wie folgt entstanden: Die Randpunkte des Herzquerschnittes in der Zentralstrahlebene haben auf der p.-a. Aufnahme (Abb. 1a) die Bandschnittwerte 0,8 und 7,4 (linker Herzrand), sowie 15,95 und 8,75 für den rechten Herzrand. Mit „Bandschnittwerte“ bezeichnen wir dasjenige Wertepaar des Lokalisationsbandes (filmnaher und filmferner Wert), welches mit dem betreffenden Objektpunkt auf der gleichen vertikalen Strahlenebene liegt bzw. vom gleichen vertikalen Strahlengang dargestellt wird.

Diese Bandschnittwerte werden auf der Körperquerschnittsskizze miteinander verbunden. Hiermit ist der Strahlengang rekonstruiert, welcher für die Darstellung der beiden gewählten Randpunkte maßgebend war und welcher das Organ in dieser Projektionsrichtung und dieser Höhe tangential begrenzt. Analog verfährt man auf den übrigen drei Aufnahmen und erhält dadurch auf der Skizze vier Paare tangentialer Strahlenebenen als Einhüllende, die in der Bildebene der Querschnittsskizze ein Achteck entstehen lassen, in welches die Querschnittskontur des Organs mühelos eingezeichnet werden kann.

Es kommt von Fall zu Fall immer wieder vor, daß eine Herzkontur, vor allem bei pathologisch vergrößerten und deformierten Herzen besonders im Bereich der vorderen Brustwand, der Wirbelsäule und des Hilusschattens schwer erkennbar ist. Hierdurch bedingte Fehler in der Abgrenzung werden überraschenderweise durch die Methode selbst eliminiert, und zwar dadurch, daß beim Einzeichnen der Tangentenpaare kein Achteck mehr entsteht. Die falsche Tangente liegt dann außerhalb oder zu weit innerhalb des Schnittpunktes ihrer Nachbartangenten, und es entsteht ein Siebeneck oder ein gedrücktes Achteck mit daraus resultierender unmöglicher Herzfigur.

Es gilt nun, die weiteren Herzquerschnitte in einem natürlichen Abstand von 1 cm ebenso darzustellen. Es ist hierbei nicht angängig, auf den Aufnahmen in einem Abstand von 1 cm ober- und unterhalb der Zentralstrahlebene Querlinien zu ziehen. Denn 1 cm Filmhöhe entspricht ja nicht 1 cm Organhöhe, außerdem sind die vier Aufnahmen verschieden verzeichnet. Trotzdem ist es leicht möglich, die 1 cm wirklicher Organhöhe entsprechende Höhe auf den Film zu finden. Hierzu setzt man einen der vier verzeichneten

Durchmesser in der Zentralstrahlebene des Films, z. B. Z in Abb. 1a, in Beziehung zu dem korrespondierenden wahren Durchmesser des Röntgen-Topogramms (Z in Abb. 2). Der Quotient aus beiden entspricht direkt dem Verzeichnungsfaktor des vorliegenden Projektionsverhältnisses und gleichzeitig der Vergrößerung eines Zentimeters der Wirklichkeit. Es ist meist ein Wert zwischen 1,1 und 1,3. Mit diesem gefundenen Vergrößerungswert

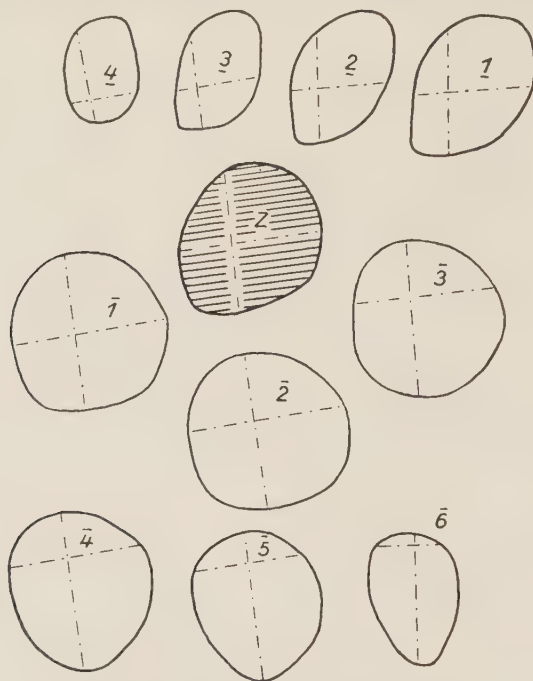


Abb. 3. Die 11 Querschnitte des Herzens der Abb. 1.

wird die Gesamthöhe der Herzquerschnitte von der Zentralstrahlebene ausgehend nach oben und unten abgeschritten. Wir gelangten in dem Beispiel der Abb. 1a so zu sechs Querschnitten kaudal und vier Querschnitten kranial der Zentralstrahlebene. Es ist nun nicht nötig, für die übrigen drei unbekannt und anders vergrößerten Herzaufnahmen die gleiche Umrechnung vorzunehmen, sondern man kann mit hinreichender Genauigkeit die einmal gefundene Anzahl von Schnitten auf die übrigen Projektionen übertragen und auch dort wiederum von der Zentralstrahlebene ausgehend nach kranial und kaudal die gleiche Anzahl Querschnitte antragen. Der Abstand der einzelnen Schnitte untereinander ist dann natürlich auf den übrigen Filmen nicht unbedingt der gleiche wie auf den p.-a. Aufnahmen. Ist die betreffende Aufnahme stärker vergrößert, müssen auch die Abstände der Schnitte größer sein, damit die gleiche Gesamtzahl erreicht wird.

Es ist zweckmäßig, die Höhenkorrektur bzw. die Festlegung der Anzahl der Querschnitte auf derjenigen Aufnahme vorzunehmen, auf welcher das Herz nach oben und unten sicher abgrenzbar ist. Neben der p.-a. Aufnahme ist dies im allgemeinen im II. schrägen Durchmesser gut möglich. Wird auf einer Aufnahme, auf welcher die Herzkontur im Zwerchfell schlecht abgrenzbar ist, der Abstand der Schnitte untereinander dadurch merklich größer oder kleiner und damit unwahrscheinlich, so hat man hiermit eine gewisse Kontrolle in der Hand zur Erkennung und Festlegung der Herzkontur. In Zweifelsfällen empfiehlt es sich außerdem, die Bestimmung des Verzeichnungsfaktors auf der *unsicheren* Aufnahme vorzunehmen.

Zur reinen Herzvolumenbestimmung ist es nicht nötig, daß die Herzquerschnitte lagegerecht zueinander dargestellt werden, da lediglich ihre Oberfläche ausgemessen wird. Für die Herstellung eines Herzmodells ist es jedoch unumgänglich notwendig, eine Verschiebung und Rotation der Schnitte untereinander zu verhindern. Hierzu wurde der Begriff der Leitebenen eingeführt. Auf zwei etwa senkrecht aufeinander stehenden Aufnahmen wurde je eine vertikale Ebene so durch das Herz gelegt, daß sie möglichst alle Querschnitte schneidet (die gestrichelten Vertikalen in Abb. 1c und 1d). Diese Leitebenen werden mit Hilfe ihrer Bandsehnittwerte ebenfalls in das Röntgen-Topogramm der Zentralstrahlebene übertragen (gestrichelte Linien in Abb. 2). Zur Darstellung der übrigen Herzquerschnitte braucht man nun nur ein transparentes Zeichenpapier auf die einmal angefertigte Körperquerschnittsskizze aufzulegen und kann jeden Querschnitt konstruieren. Als erstes werden jeweils die beiden Leitebenen übertragen. Ihr Schnittpunkt bildet die künstliche Achse des eventuell zu konstruierenden Modells.

3. Volumenbestimmung

Bei der Bestimmung des Herzvolumens haben uns zwei Grundsätze geleitet: Einmal sollte die Volumenbestimmung ohne jede Formel und mathematische Überlegung möglich sein, zum anderen sollte sie in der Klinik im Verlauf einer Routineuntersuchung durchführbar sein und auch von einer Hilfskraft vorgenommen werden können. Komplizierte und zeitraubende Methoden können unserer Ansicht nach nicht als Routinemethoden bezeichnet werden. Wir hoffen, in den vorangegangenen Abschnitten klar aufgezeigt zu haben, daß die Herstellung einer beliebigen Anzahl naturgetreuer Herzquerschnitte ohne apparativen Aufwand und ohne viel Zeitumstände möglich ist.

Es leuchtet ohne weiteres ein, daß das Volumen eines beliebigen geformten Körpers sich aus den Einzelvolumina mehrerer Querschnittscheiben zusammensetzt. Haben diese Querschnittscheiben eine Schichtdicke von 1 cm, so ist das Volumen einer jeden Scheibe in cm^3 annähernd gleich der Scheibenoberfläche in cm^2 ; denn das Volumen eines Zylinders von 1 cm Höhe errechnet sich aus Grundfläche mal Höhe.

Das Volumen eines in n zentimeterdicke Scheiben zerlegten Herzens ist somit gleich der Summe aller Querschnittsoberflächen. Dies stimmt jedoch nur annähernd; denn jede Einzelscheibe hat leicht abgeschrägte Wände. Da die Abschrägung am Herzen etwa für die gleiche Anzahl Scheiben oberhalb der Herzmitte und unterhalb von ihr entgegengesetzt verläuft, heben sich die entstehenden Differenzen weitgehend auf, und man kann so operieren, als ob alle Querschnittscheiben parallele Seitenwände hätten.

Wie wir später bei der Besprechung der Volumenkontrolle durch Tauchversuche noch zeigen werden, ist diese Überlegung weitgehend richtig gewesen, und wir mußten nur eine konstante Korrektur von + 5,8% vornehmen. Wie wir einer soeben erschienenen Arbeit über die röntgenologische Bestimmung der Lungenkapazität entnehmen, wurde die oben angestellte Überlegung auch bei diesen Untersuchungen für richtig befunden. BARNHARD, PIERCE, JOYCE und BATES zerlegen bei ihren Bestimmungen des Thoraxvolumens den gesamten Thoraxinnenraum durch Horizontalschnitte in mehrere Teilkörper.

Die praktische Durchführung der Volumenbestimmung geschieht so, daß die gezeichneten Querschnitte der Abb. 3 der Reihe nach mit einem Planimeter umfahren werden. Das Planimeter addiert fortlaufend die Flächeninhalte, und es kann als Endsumme direkt das Herzvolumen in cm^3 abgelesen werden. Sie wird mit dem oben erwähnten Korrekturfaktor (1,058) multipliziert.

4. Herzmodellierung

Ein einfaches Herzmodell, welches aber trotzdem die Gesamtkonfiguration des Herzens gut in Erscheinung treten läßt, entsteht dadurch, daß die Querschnitte der Abb. 3 der Reihe nach auf eine Nadel aufgespießt werden. Die Nadel wird hierbei jeweils durch den Schnittpunkt der Leitebenen gestochen, und die Scheiben werden so gedreht, daß die Markierungslinien der Leitebenen übereinander fallen. Der Scheibenabstand beträgt 1 cm. Abb. 4 zeigt ein solches Modell, entstanden aus den auf Pappe übertragenen Querschnitten der Abb. 3. Wir haben diese Stufe des Herzmodells seines Aussehens wegen als sogenanntes „Schaschlikmodell“ bezeichnet.

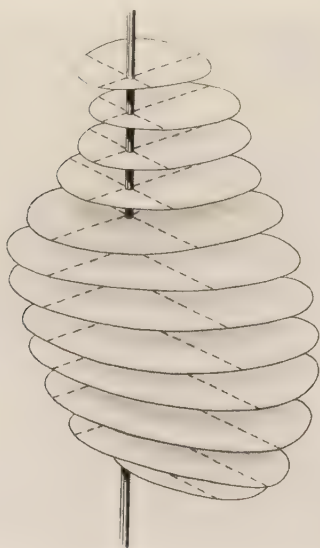


Abb. 4



Abb. 5

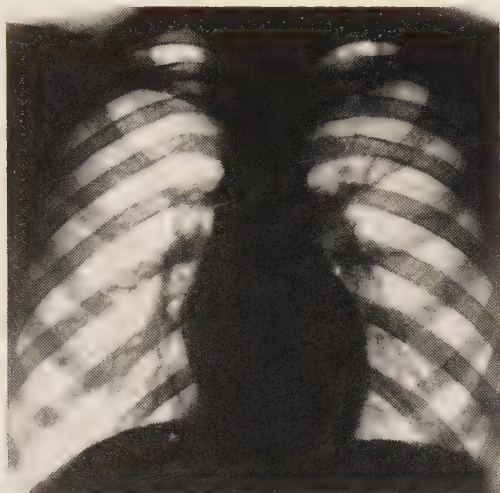
Abb. 4. „Schaschlikmodell“ des Herzens der Abb. 1, aus den Querschnitten der Abb. 3 zusammengesetzt.

Abb. 5. Herzmodell nach BREDNOW. (Röntgenatlas der Erkrankungen des Herzens und der Gefäße. München-Berlin, Urban & Schwarzenberg 1951.)

Vergleicht man selbst dieses, gemessen an unseren späteren Schaumgummi-Modellen, noch relativ plumpe Modell mit den Herzmodellen, wie sie bisher veröffentlicht wurden und aus Pappe, Wachs, Gips oder Ton hergestellt waren, so gibt dieses einfache „Schaschlikmodell“ schon einen wesentlich besseren Raumeindruck. Die früheren Modelle wirken dagegen klobig und aus tangentialen Flächen zusammengesetzt, wie es die Abb. 5 aus dem Atlas von BREDNOW zeigt.

Es galt nun, unsere planimetrischen Herzvolumina an Hand der Herzmodelle zu kontrollieren und in einem Gegenversuch ein Herzmodell mit einem bekannten Volumen zu röntgen und das Volumen wieder aus den Röntgenaufnahmen zu bestimmen. Hierzu mußten wir uns erst ein Herzmodell schaffen, dessen Volumen sich durch Wasserverdrängung kontrollieren läßt.

Wir hatten zunächst versucht, statt der dünnen Pappscheiben direkt 1 cm dicke Paraffinscheiben zu nehmen. Das Paraffin ließ sich jedoch nicht so leicht bearbeiten, wie wir angenommen hatten. Da wir im Zeitalter der Kunststoffe leben, kamen wir bald auf 1 cm dicke Schaumgummiplatten als ideales Model-



a



b



c

Abb. 6. Fernaufnahmen und Schaumgummimodell eines gesunden Herzens. Patient S., E. der Abb. 1.
Vol. = 475 cm³.

lierungsmaterial für unseren Zweck. Schaumgummi läßt sich leicht mit der Schere bearbeiten und mit dem Kugelschreiber beschriften (Übertragung der Querschnitte). Auch kehrt dieses Material bei vorübergehender Verformung wieder in seine ursprüngliche Form zurück.

Abb. 6 zeigt die Fernaufnahmen p.-a. und seitlich des gleichen Herzens wie in Abb. 1 und darunter das zugehörige Schaumgummimodell in sagittaler Aufsicht. Die einzelnen Querschnitte und die Leitebenen sind durch schwarze Linien hervorgehoben.

Es handelt sich um einen wegen Spontanpneumothorax eingelieferten 19-jährigen Patienten mit klinisch gesundem Herzen.

Die folgenden Abbildungen bringen jeweils Herzfernaufnahmen und Schaumgummimodell in sagittaler Ansicht in der gleichen Reihenfolge wie sie in Tabelle 2 zusammengestellt sind. Die Tabelle enthält auch die Angaben über Alter und Geschlecht des betreffenden Patienten, Größe und Gewicht, die Herzdiagnose und das durch Wasserverdrängung bestimmte Volumen des Schaumgummimodells.

Tabelle 2. Tabelle der verwendeten Herzmodelle

Patient	Alter Jahre	Größe u. Gewicht		Herzdiagnose	Tauch- volumen ccm	Abb.-Nr. im Text
		cm	kg			
S., E. m	19	178	59	Normalherz	475	6
S., L. m	11½	143	32,0	Oper. Vorhof-Septumdefekt	520	—
H., E. w	48	163	54,5	Myokardsklerose	588	7
K., E. m	27	175	53,5	Valv. Pulmonalstenose	635	8
N., K. m	19	170	63,0	Rechtsschenkelblock	650	—
S., L. m	11	143	31,6	Vorhof-Septumdefekt	760	—
H., O. m	55	162	59,0	AV-Block II. Grades	890	—
D., C. w	53	168	64,0	Komb. Aorten-Mitral-Vitium	1275	9
E., H. m	37	152	57,5	Chron. Myokarditis	1455	10
S., L. m	47	161	62,0	Komb. Aorten-Mitral-Vitium	2230	11
Gipsmodell	—	—	—	—	1270	14

m = männlich; w = weiblich.

II. Die Orthodiametrie

Im Rahmen der vorliegenden Ausführungen über in der Klinik einfach durchführbare Herzvolumenbestimmungen muß auch auf die Orthodiametrie eingegangen werden, zumal sie uns zur Kontrolle und Abgrenzung unserer Fehlermöglichkeiten, sowie zur Kontrolle anderer Methoden zur Herzvolumenbestimmung gedient hat.

Die Orthodiametrie wurde 1951 von BÜCHNER angegeben und ermöglicht die exakte Ablesung der unverzeichneten linearen Herzmaße während einer gewöhnlichen Durchleuchtung unmittelbar vom Leuchtschirm. Somit ist uns ein Hilfsmittel in die Hand gegeben, mit dem wir die Volumenformeln aus der Ära der Orthodiagraphie in unsere vergleichenden Gegenüberstellungen einbeziehen und die maximale Herztiefe bestimmen können. Darüber hinaus gestattet diese Untersuchungstechnik, die von LUDWIG mit dem Faktor 0,46 angegebene Formel zur Bestimmung des Herzvolumens aus den orthodiagraphischen Größen L und B des Sagittalbildes und der maximalen Herztiefe T anzuwenden.

Beschreibung des Untersuchungsvorganges:

Voraussetzung für die Orthodiametrie ist, daß Röhre, Schirm und Strahlenbündel gegenüber dem feststehenden Objekt parallel verschieblich sind. Anstelle der Filmkassette wird eine drehbare Meßscheibe hinter den Schirm geschoben. Diese durchleuchtbare Platte trägt eine Null-Linie und von ihr ausgehend nach beiden Seiten einen in Zentimetern

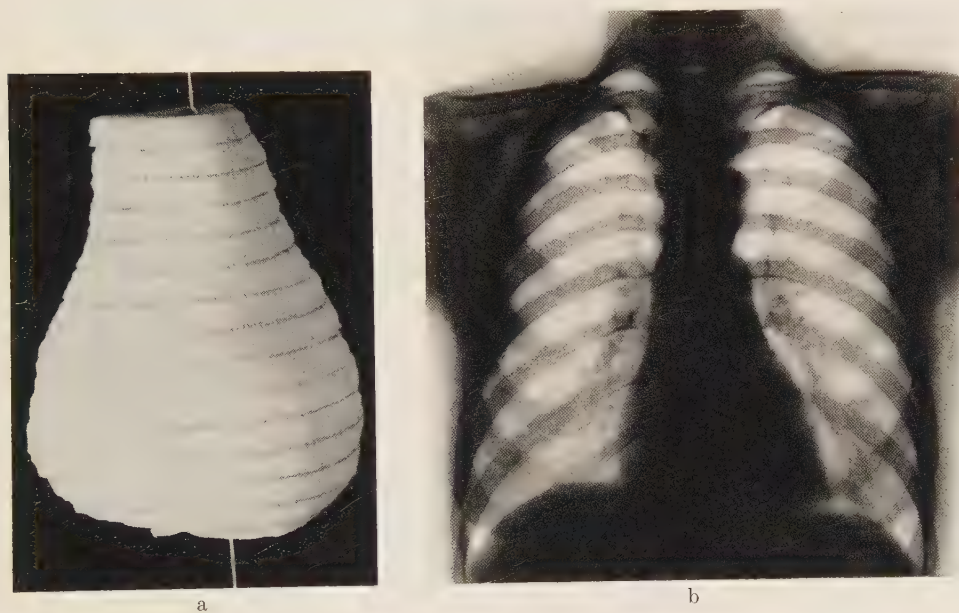


Abb. 7. Patient H., E.; Myokardsklerose; $V = 588 \text{ cm}^3$

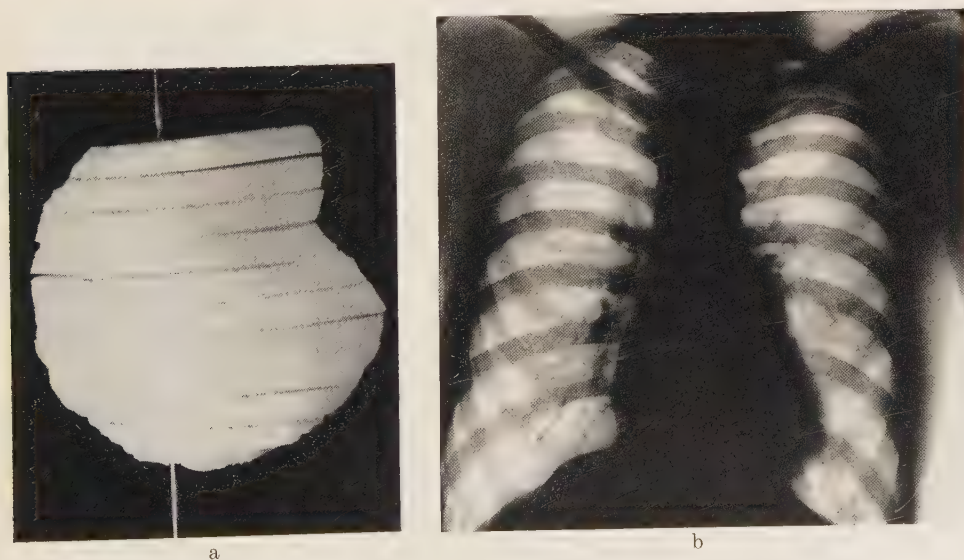
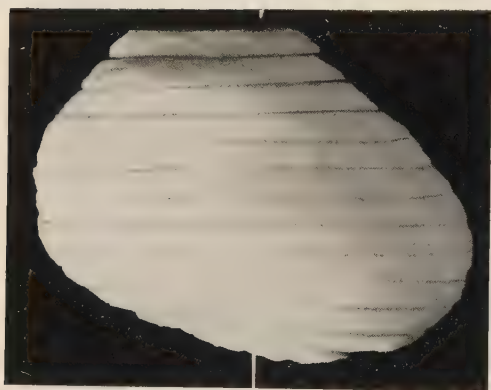


Abb. 8. Patient K., E.; Valvuläre Pulmonalstenose; $V = 635 \text{ cm}^3$.

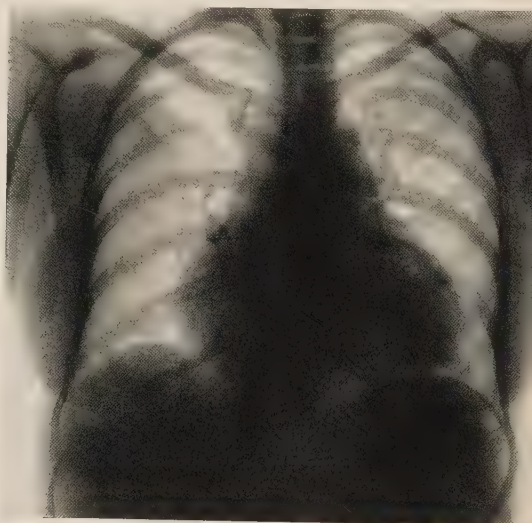
geeichten Maßstab, der auf dem Schirm unverzeichnet sichtbar wird. Maßstab und Objekt erscheinen in der gleichen Bildebene, der Fluoreszenzschicht des Leuchtschirmes.

Abb. 12 zeigt den Meßvorgang des Orthodiametrierens anhand der Schirmbilder, so wie es der Untersucher bei der Durchleuchtung sieht.

Man beginnt damit, daß die Null-Linie des Maßstabes von außen als Tangente an den Herzrand herangeführt wird. Dieser soll in Diastole die Null-Linie eben berühren. Hierdurch ist mit einfachsten Mitteln zweierlei gewährleistet: man hat sicher den äußersten Herzpunkt und ebenso sicher immer vergleichbare diastolische Maße. Jetzt wird der Lichtspalt

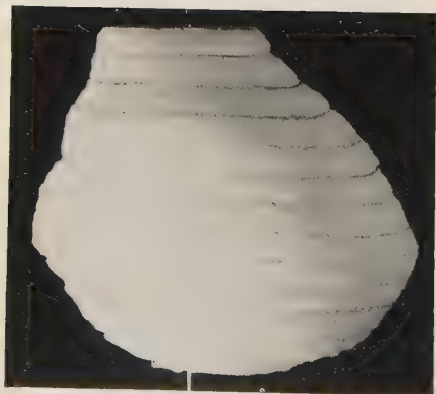


a

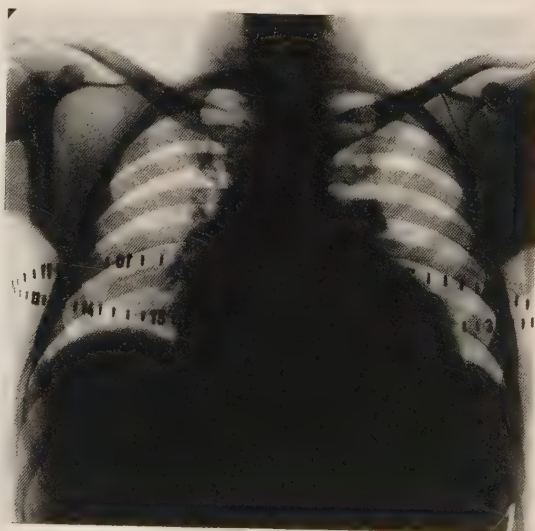


b

Abb. 9. Patient D. C.; Kombiniertes Aorten-Mitral-Vitium; $V = 1275 \text{ cm}^3$.



a



b

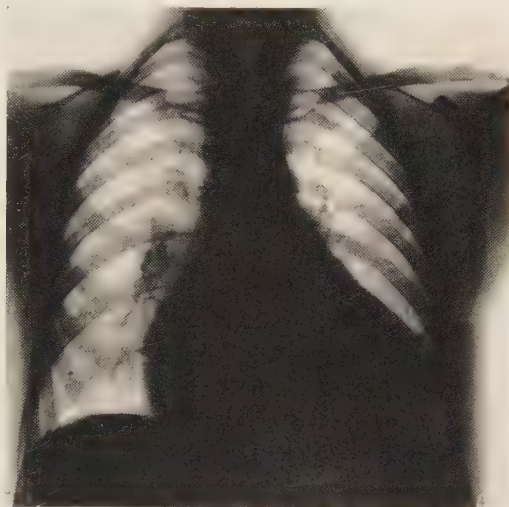
Abb. 10. Patient E., H.; Chronische Myokarditis; $V = 1455 \text{ cm}^3$.

eingeschaltet, der von einer Spaltlampe kommt, die beliebig im Raum angebracht sein kann. Er wird auf die Null-Linie projiziert und stellt einen Fixpunkt dar.

Bringt man aus der Nullstellung heraus die Null-Linie des Maßstabes durch Schirmverschiebung vom linken Herzrand zum rechten, so wandert der Lichtspalt auf dem Maßstab scheinbar in entgegengesetzter Richtung. In jedem Moment der Schirmverschiebung zeigt er an, welchen Weg man mit dem Schirm zurückgelegt hat. Am Ende des Messens, wenn die Null-Linie als Tangente in Diastole am rechten Herzrand steht, zeigt der Lichtspalt somit die mit dem Schirm, bzw. der durch die Null-Linie angezeigten Strahlenebene



a



b

Abb. 11. Patient S., L.: Kombiniertes Aorten-Mitral-Vitium; $V = 2230 \text{ cm}^3$.

zurückgelegte Strecke in Zentimetern an. Diese entspricht jedoch genau der Parallelprojektion des orthodiametrierten Herzdurchmessers (Abb. 12b). Im vorliegenden Beispiel beträgt der größte quere Herzdurchmesser 11,3 cm. Es ist ohne weiteres einleuchtend, daß die orthodiametrischen Maße mit den früheren orthodiagraphischen völlig identisch sind. Abb. 13 zeigt die Orthodiametrie der Herzlängsachse. Bei der Orthodiametrie ist – ebenso wie bei der Orthodiagraphie – der Zentralstrahl völlig unbeachtlich. Auch der Vertikalstrahl spielt bei diesen Messungen keine Rolle. Die Röhre braucht weder exakt zentriert zu sein, noch muß sich der Maßstabmittelpunkt genau im Schirmmittelpunkt befinden. Orthodiametrie und Orthodiagraphie lassen sich mit jeder beliebigen Strahlenebene bzw. jedem beliebigen Einzelstrahl durchführen.

Wir haben an unseren Patienten die orthodiametrischen Maße im Stehen und Liegen bei mittlerer Atmung mit über den Kopf erhobenen Armen bestimmt, wobei uns zugleich auch eine Aussage über die Veränderung der Herzgröße in Abhängigkeit von der Körperhaltung möglich war.

Es soll nochmals betont werden, daß der Vorteil dieses einfachen Verfahrens gegenüber der Fernaufnahme darin liegt, daß man die diastolische Ventrikelfase sicher erfassen kann. In auf der Fernaufnahme nur unsicher abgrenzbaren Fällen ist außerdem die Herzkontur aus den Randpulsationen leichter erkennbar.

Es ist selbstverständlich, daß für eine bestimmte Fragestellung immer ein und die selben Untersuchungsbedingungen gelten müssen.

Bis auf die mit Schichtaufnahmen arbeitenden Methoden beruhen alle heute gebräuchlichen Verfahren der röntgenologischen Herzmessung auf den

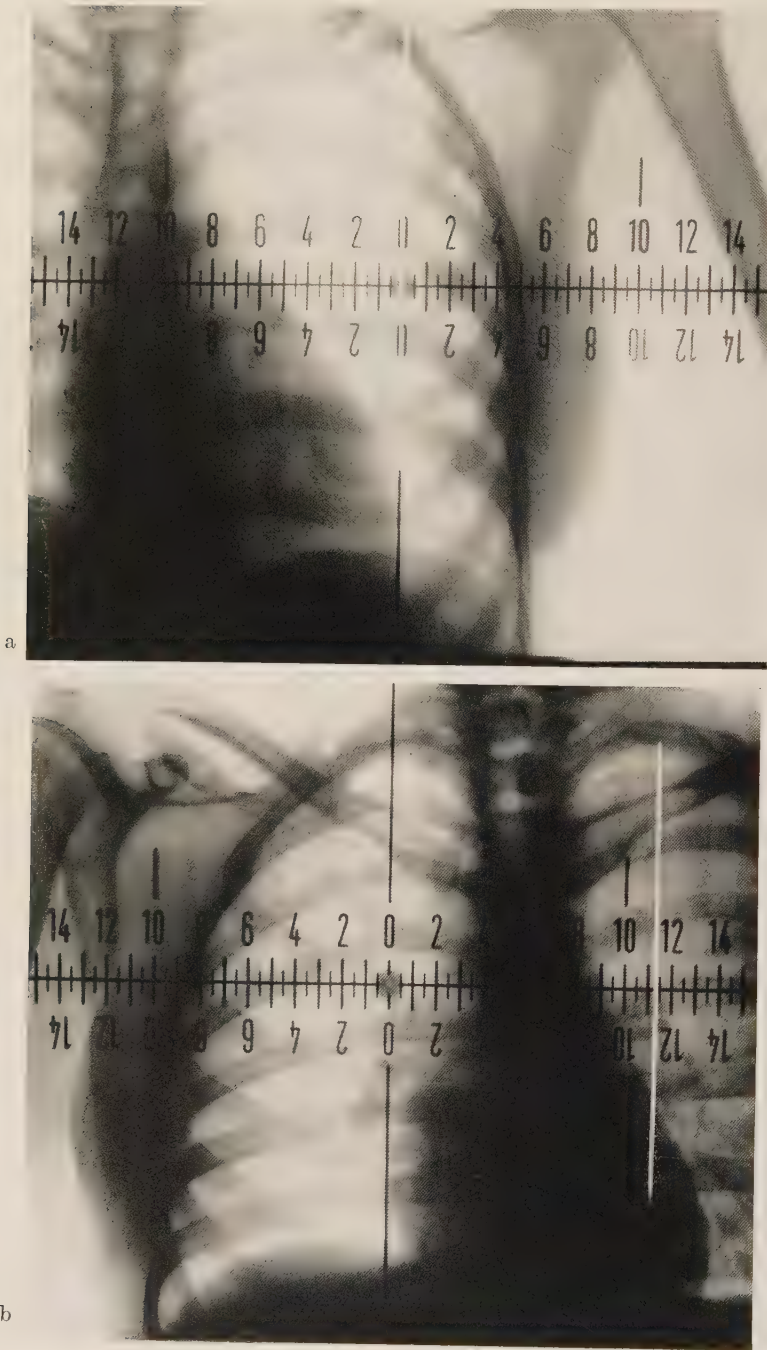


Abb. 12. Die Orthodiametrie des größten queren Herzdurchmessers.

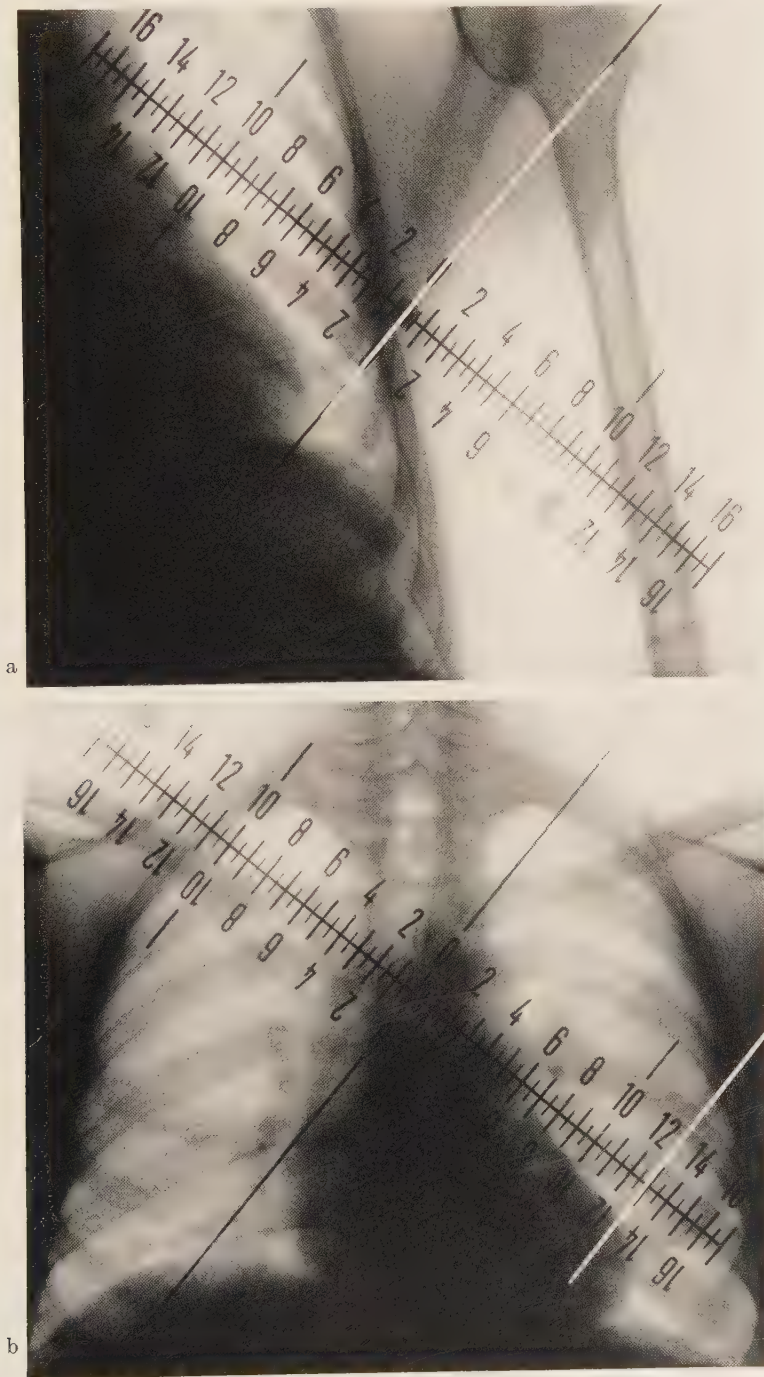


Abb. 13. Die Orthodiametrie der Herzlängsachse.

linearen Herzmaßen. Gerade die zuletzt beschriebene Orthodiametrie ist für deren Ermittlung besonders geeignet, da es sich ja bei all diesen Größen um die Bestimmung einer Strecke zwischen zwei Parallelen handelt.

Die linearen Herzmaße des Sagittalbildes sind Q , L und B : größter Querdurchmesser, Längsachse und die senkrecht zu ihr stehende größte Breite. In der Literatur werden diese Größen nach deutschen Autoren auch als Transversale, Longitudinale und Breite (Tr., L und Br.) bezeichnet. Der „größte Quere“ stellt den Abstand zweier paralleler Tangenten dar, die parallel zur Körperlängsachse seitlich an die Herzkontur angelegt werden. Er ist fast immer eindeutig bestimmbar. Seine Fehlerbreite wird nach HOLZMANN für die orthodiagraphische Messung mit maximal 2–3 mm angegeben. Leider kommt dieser Größe in den Volumenformeln kaum eine Bedeutung zu. Die Versuche LUDWIGS, mit der Querdurchmessersumme ein Normmaß zu schaffen, sind ohne großen Widerhall geblieben, da sie das Problem der Herzvolumenbestimmung einer Lösung nicht näherführten.

Das Maß der Längsachse erhält man dadurch, daß man den Herz-Gefäßwinkel zwischen rechtem Vorhof und Vena cava superior bzw. Aorta mit der Herzspitze verbindet. DIETLEN hat als „röntgenologische Herzspitze“ den tiefsten Punkt des Herzschatte ns definiert.

Wir gingen so vor, daß wir als röntgenologische Längsachse den größten Abstand des linken Herzrandes vom rechten Herz-Gefäßwinkel nahmen. Diese Strecke dürfte die am relativ sichersten erfaßbare sein und läßt sich wiederum einfach zwischen zwei Parallelen bestimmen.

Unter B , der größten Breite, versteht man den senkrecht zu L stehenden Abstand zwischen zwei an die Herzkontur angelegten Parallelen.

Diese Tangenten zur Ermittlung von L und B bilden zugleich das Herzrechteck nach MORITZ, während bei Betrachtung des sagittalen Herzschatte ns als Ellipse L und B deren Achsen darstellen würden.

Fehlermöglichkeiten in der Bestimmung von L und B aus der Fernaufnahme ergeben sich zwangsläufig daraus, daß in vielen Fällen die Herzkontur im Leber- und Zwerchfellschatte n nur aus ihrer vorherigen Krümmung in ihrem weiteren Verlauf annäherungsweise zu reproduzieren ist, so daß eine exakte Bestimmung der Schnittpunkte der Längsachse und der größten Breite mit der unteren Herzkontur nicht möglich ist.

Zur Verringerung oder Ausschaltung dieser Fehler, die ja eine wesentliche Entstellung des eigentlichen Volumens bewirken können, hat sich auch hier die Orthodiametrie bewährt, da sie eine weitgehende Sicherung der unteren Herzkonturen aus den Pulsationen zuläßt.

Ähnlich verhält es sich auch mit der Bestimmung von T (I max. nach ROHRER), der größten horizontalen Herztiefe aus dem Seitenbild. Sie erfolgt wiederum zwischen vertikalen, tangierenden Parallelen.

Die Ausmessung der Herzfläche aus dem Ventralbild erfolgte aus den Röntgenaufnahmen planimetrisch. GEIGEL und HERGARTEN erreichten dies dadurch, daß sie die Herzsilhouette aus Papier mit einem bekannten Gewicht ausschnitten und wogen.

Wir möchten die Ungenauigkeit der Methode allerdings nicht in der planimetrischen oder in irgendeiner anderen Ausmessung suchen, sondern vielmehr in der Bestimmung der oberen und unteren Begrenzungslinien des Herzschatte ns.

Wir haben uns dabei an die gebräuchlichen Verfahren gehalten und den Herz-Gefäßwinkel rechts durch eine flach nach oben ausladende Linie mit dem Fußpunkt der Arteria pulmonalis links verbunden. Die untere Kontur markierten wir durch eine leicht nach unten ausladende Linie vom Herz-Zwerchfellwinkel rechts zur Herzspitze, so daß in den meisten Fällen eine der Ellipse angenäherte Form entstand. UNGERLEIDER und GÜBNER haben versucht, dies zu umgehen und die Herzfläche als Ellipse mit den Achsen L und B aufzufassen. Auch das REINDELLSche Verfahren beruht auf diesem Prinzip. Anhand unserer Untersuchungen konnten wir eine gute Übereinstimmung dieser Flächenwerte finden. Es fragt sich allerdings, bei welchem Vorgang der Bestimmung, ob über L und B oder die planimetrische Fläche die Fehlerbreite im Resultat des Volumens geringer ist. — Ein Beispiel: L wird mit 15 und B mit 12 cm auf der Aufnahme gemessen. Nach der Ellipsenformel ergibt sich für die Schattenfläche des Herzens ein Wert von 141 cm^2 . Mißt man stattdessen nur je einen Zentimeter zuviel, was durchaus keinen zu hohen Betrag darstellt, so ergibt sich für eine Ellipse mit den nunmehrigen Achsenlängen von 16 und 13 cm eine Fläche von 163 cm^2 , das sind bereits 15,6% über dem eigentlichen Wert. Dieses Beispiel zeigt darüber hinaus die Gefährlichkeit des Schlusses der Autoren, die das Herz als vergrößert ansehen, wenn seine Frontalfläche die vorausberechneten Werte, die sich aus Körpergewicht und Größe ergeben sollen, um mehr als 10% übersteigt. In der räumlichen Ausdehnung muß sich das Endergebnis entsprechend potenzieren.

Auf das schräge Herzrechteck nach MORITZ wurde im Zusammenhang mit den linearen Flächenmaßen bereits hingewiesen.

Die einzelnen Methoden zur Herzvolumenbestimmung aus den soeben beschriebenen absoluten Herzmaßen und die dazu gehörigen Formeln sind aus Tabelle I ersichtlich. BÜCHNER hat 1951 den Vorschlag gemacht, mit Hilfe der Orthodiametrie und den dadurch nun bekannten linearen Maßen die Sagittalfäche der Fernaufnahmen in die entsprechende Orthodiagrammfläche umzurechnen, was mit einfacher Gegenüberstellung etwa des größten Durchmessers der Fernaufnahme mit dem der Orthodiametrie geschehen kann. Der Quotient beider Maße stellt den linearen Verzeichnungsfaktor dar. Ins Quadrat erhoben bildet er den Faktor zur Umrechnung der Filmfläche.

Wir haben uns in der vorliegenden Arbeit entschlossen, nicht mit der Fläche zu arbeiten, sondern die orthodiametrischen Maße anstelle der orthodiographischen in die entsprechenden Formeln früherer Autoren einzusetzen (JONSELL, LUDWIG, LARSSON und KJELLBERG, LINDGREN und ODÉN, REINDELL und Mitarb.). Hiermit haben wir die Möglichkeit gewonnen, das Herzvolumen schon während einer gewöhnlichen Durchleuchtung zu bestimmen, es auf einfachste Art sicher diastolisch zu erhalten und die Fehler bei der Umrechnung der Fernaufnahme auszuschalten.

III. Kritik der Methoden und Fehlergrenzen

Welche Fehlerquellen kommen bei röntgenologischen Meßmethoden überhaupt in Frage und wie sind sie im einzelnen zu bewerten? Fehler können ihre Ursache haben in:

- a) der mangelnden Abgrenzbarkeit des Objektes
- b) der Aufnahmetechnik

- c) der geometrischen und mathematischen Grundlagen der Meßmethode
- d) der mechanischen Ausmessung der Filme.

Im Spezialfall des Herzens kommt noch hinzu, daß das Meßobjekt seine Form und Größe laufend ändert.

Die durch Punkt a) bedingten Meßfehler werden sich bei keiner röntgenologischen Meßmethode je ganz ausschalten lassen, und man kann nur versuchen, sie so klein wie möglich zu halten. Wir sind auf diesen Punkt früher bereits eingegangen, indem wir darlegten, daß wir im Gegensatz zu allen anderen Methoden der Herzvolumenbestimmung bei der Röntgentopographie mit gezielten Aufnahmen arbeiten, bei denen wir uns das Herz jeweils in seinen günstigsten Projektionen darstellen können oder bei der Orthodiametrie unter unmittelbarer Durchleuchtungskontrolle messen. Wir haben den räumlichen Eindruck der Durchleuchtung beim Drehen des Patienten und durch die sichtbaren Herzpulsationen eine weitere Möglichkeit, die Herzränder optimal darzustellen. Weiter verweisen wir in diesem Zusammenhang nochmals auf die Möglichkeit, durch die Flächenkymographie und deren Bewegungsbilder eine Konturabgrenzung zu erleichtern. Diese Fehlerquelle aus der mangelnden Abgrenzbarkeit des Objektes ist demnach bei unserer Methode so klein wie nur möglich gehalten und sicher geringer als bei allen anderen Methoden. In Zahlen wird sich diese Fehlerquelle, für das Patientenherz zumindest, nie exakt ausdrücken lassen. Wir schätzen sie im ungünstigsten Falle für die linearen Maße auf etwa $\frac{1}{2}$ –1 cm. Es kommt nun speziell bei unserer Methode ein weiterer, früher ebenfalls schon erwähnter Umstand hinzu. Wir haben, wiederum im Gegensatz zu allen anderen Methoden, mit der zeichnerischen Darstellung der den Strahlengang reproduzierenden Tangentenpaare und dem hieraus resultierenden Achteck ein sicheres Mittel in der Hand, wenigstens gröbere Fehler in der Abgrenzung feststellen zu können.

Die durch Punkt b) bedingten Meßfehler aus der Aufnahmetechnik sind bei unserer Methode völlig ausgeschaltet, da an die Aufnahmetechnik keinerlei Bedingung geknüpft ist. Unsere Meßaufnahmen zum Röntgen-Topogramm des Herzens können aus beliebigem Röhrenabstand angefertigt werden, in beliebiger Projektionsrichtung, und der Abstand Patient – Film kann ebenso beliebig gewählt werden. Selbst innerhalb einer Meßreihe können die Einzelaufnahmen wiederum das Herz in verschiedenen Vergrößerungen darstellen. Im Gegensatz hierzu können bei allen anderen Methoden zur Herzvolumenbestimmung aus der Aufnahmetechnik Fehler entstehen, nämlich dann, wenn die Aufnahmen nicht genau aus dem festgelegten Röhrenabstand angefertigt werden. Ja diese Methoden enthalten sogar zwangsläufig immer einen gewissen Fehler, da die Maße der Fernaufnahme umgerechnet werden und für die Umrechnung ein konstanter Faktor benützt wird, der nur für einen bestimmten Objekt-Filmabstand gilt und die durch die Patientendicke bedingten Schwankungen in diesem Abstand nicht berücksichtigt. Auch bei der Orthodiametrie spielt die Röntgenvergrößerung keine Rolle und bildet somit auch keine Fehlerquelle.

c) Die geometrischen Grundlagen unserer Methode liegen mit der oben gezeigten rein zeichnerischen Rekonstruktion des Strahlenganges so klar auf der Hand, daß sie hier nicht bewiesen zu werden brauchen. Sie sind einwandfrei und bedingen keine Fehler. Bei ihrer praktischen Nutzenanwendung jedoch, nämlich bei der Herstellung der Körperquerschnittsskizze können sich sehr wohl Fehler einschleichen. Wir haben oben schon erwähnt, daß der Patient bei den Aufnahmen und beim Abmodellieren des Körperumfanges tunlichst die gleiche Armhaltung einhalten muß, da sonst durch Änderung in der Muskulatur und auch in der Lage der Scapulae ein anderer Körperquerschnitt gezeichnet wird als er bei den Aufnahmen vorhanden war. Bei der Abmodellierung des Körperumfanges selbst können Fehler entstehen, indem der gezeichnete Körperquerschnitt in seinen Durchmessern und seinem Umfang nicht dem entspricht, der durch das um den Patienten liegende Band markiert war. Diese Fehler sind durch exaktes Arbeiten und durch Kontrolle des anterior-posterioren und queren Thoraxdurchmessers mittels Beckenzirkel weitgehend auszu-

schließen. Eine weitere Kontrollmöglichkeit für den richtig gezeichneten Körperumfang hat man in der Übereinstimmung der ventral im Mittelpunkt zusammenfallenden Bandwerte der Zeichnung mit denen der Wirklichkeit, bzw. falls das Band schon abgenommen wurde, mit den auf der p.-a.-Aufnahme sichtbaren ventralen Bandwerten. Die durch einen zu groß oder zu klein gezeichneten Körperumfang entstehenden Meßfehler würden übrigens erst dann ins Gewicht fallen, wenn die Differenz im Körperumfang so groß werden würde, daß sie mit den oben erwähnten Kontrollmaßnahmen längst erkannt und ausgeschaltet werden würden. Beträgt jedoch die Differenz im Körperumfang bzw. seinen Durchmesser nicht mehr als etwa 1 cm, so liegen die hierdurch bedingten Fehler im Abstand zweier Tangenten bzw. in der Größe eines bestimmten Herzdurchmessers in der Grenze von 1–2 mm oder heben sich gegenseitig auf, da infolge des gleichzeitigen und gleichsinnigen Wanderns aller Zentimetermarken des Körperumfangs der resultierende Herzquerschnitt nur seine Lage etwas ändert, nicht aber seine Größe.

Jede Berechnungsgrundlage zur Volumenbestimmung eines Körpers, der nicht einer exakt definierbaren geometrischen Form bzw. einem Umdrehungskörper entspricht, wird letzten Endes nur Annäherungswerte liefern können. Unsere Volumenbestimmung beruht auf der an sich mathematisch exakten Tatsache, daß das Volumen eines Körpers gleich der Summe von Einzelvolumina ist, welche durch eine Reihe paralleler Schnitte durch den Körper entstehen. Legt man die Schnitte im Zentimeterabstand, so kann das Volumen jedes Teilkörpers gleich seiner Oberfläche gesetzt werden, da man ihn aus Grundfläche mal Höhe berechnen kann. Das gilt jedoch nur so lange, wie die einzelnen Teilkörper gerade oder schiefe Zylinder darstellen. Für die Herzquerschnitte gilt dies aber nicht. Die einzelnen Teilkörper stellen hier im Idealfall Kegelstümpfe dar, meist entsprechen sie jedoch keinem regelmäßigen geometrischen Körper. Es muß also unter Verwendung der Formel Grundfläche mal Höhe je nach Abschrägungsgrad der Seitenflächen, einmal ein etwas zu großes, das andere Mal ein etwas zu kleines Volumen resultieren. Diese Differenzen heben sich beim Herzen jedoch weitgehend gegenseitig auf, wie aus folgender Überlegung ersichtlich wird. Schneidet man eine Kugel oder ein Ellipsoid in zentimeterdicke Scheiben und setzt das Gesamtvolumen der Summe aller Scheibenoberflächen gleich, so werden die Einzelvolumina der Scheiben oberhalb des Äquators alle etwas zu klein und unterhalb davon um den gleichen Betrag zu groß. Eine gewisse Differenz entsteht auch im Bereich der Polkappen: die obere ist bei dieser einfachen Berechnung nicht erfaßt, dafür wird die untere bei der Berechnung aus ihrer Grundfläche zu groß, so daß sich auch dies weitgehend aufhebt.

Da das Herz ein mehr oder weniger unregelmäßiges und „gedrücktes“ Ellipsoid darstellt, entstehen unter Anwendung obiger Formel mehr Scheiben mit zu kleinen Volumina als Teilkörper mit zu großen Volumina. Eigenartigerweise trifft dies bei unseren Untersuchungen für alle Herzen zu, gleich welche Größe und Konfiguration sie haben. Es entsteht immer ein Minusfehler um rund 6%, so daß wir unsere Formel mit

$$V = 1,058 (F_1 + F_2 + F_3 \cdots + F_n)$$

gebildet haben.

Darüber hinaus haben wir auch versucht, jeden Querschnitt als Kegelstumpf von 1 cm Höhe aufzufassen und das Gesamtvolumen des Herzens als Summe der Volumina der einzelnen Kegelstümpfe plus dem Volumen der oberen und unteren Kappe als Kugelabschnitt zu berechnen.

Die Formel für das Volumen eines Kegelstumpfes lautet:

$$V = \frac{\pi h}{3} \cdot (R^2 + Rr + r^2).$$

Substituiert man in dieser Formel das uns nicht bekannte R bzw. r durch den jeweiligen Kreisflächeninhalt, gemäß der Formel für die Fläche des Kreises $F = r^2 \cdot \pi$, so ergibt sich als Volumenformel für den einzelnen Kegelstumpf von 1 cm Höhe

$$V = \frac{1}{3} (F_1 + \sqrt{F_1 + F_2} + F_2).$$

Die so erhaltenen Volumenwerte liegen jedoch, wie an zwei Beispielen gezeigt werden soll, unter denen der einfachen Querschnittsummenformel nach DUHAMEL und ergeben also keine besseren Annäherungswerte, wengleich die mathematischen Überlegungen einleuchtender sein mögen.

	Tauch- volumen	Querschnitts- summe	Kegelstumpf- formel
Gipsmodell . . .	1270	1225	1180
Pat. S., E. . . .	475	417	402

Die Frage, warum bei der einfachen Addition der Querschnittsflächen in 1 cm Abstand die Summe unter dem Tauchvolumen liegt, muß darin ihre Antwort finden, daß die Anzahl der zu klein berechneten Teilkörper größer ist als die der zu groß berechneten. Eventuell ist hierfür auch die Konzentritätsverschiebung der einzelnen Schnitte zueinander verantwortlich zu machen.

1. Beweis der Herzmodellierung am Gipsmodell

Es galt zu beweisen, daß wir mittels der Querschnitte des Röntgen-Topogramms aus vier unbekannt verzeichneten und vergrößerten Röntgenaufnahmen ein mit der Wirklichkeit in Form, Lage und Größe absolut übereinstimmendes Modell herstellen können. Dies ist am Patienten nicht möglich. Wir haben daher von einem Patientenherzen zunächst über das Röntgen-Topogramm ein Gipsmodell angefertigt. Hierbei ist es für unsere Beweisführung völlig gleichgültig, ob das Gipsmodell in seiner Größe dem Patientenherzen auch wirklich entspricht. Es geht nur darum, ein unverformbares, in seinem Volumen bestimmbares Herzmodell zu besitzen. Dieses Gipsherz ist in Abb. 14a in sagittaler Aufsicht dargestellt. Es hat ein durch Wasserverdrängung bestimmtes Volumen von 1260 cm³. Wir haben dieses Gipsmodell in einem Plastikeimer in „natürliche“ Herzlage gebracht, um den Eimer das Lokalisationsband gelegt und wahllos vier Röntgenaufnahmen geschossen. Hieraus ist das in Abb. 14b gezeigte Schaumgummimodell hergestellt.

Wie schon die Vergleichsaufnahmen der Abb. 14 in nur einer Ebene zeigen, stimmen beide Herzen völlig überein. Selbst die kleine Stufe am rechten unteren Herzrand kehrt im Schaumgummimodell wieder. Die Herzen differieren im Volumen um nur 10 cm³, das entspricht einem Fehler von 0,8%. *Eine solche Genauigkeit ist bisher mit keiner Methode der Herzmodellierung und Herzvolumenbestimmung auch nur annähernd erreicht worden.*

2. Beweis der Volumenbestimmung durch Wasserverdrängung

Wir haben alle unsere Schaumgummimodelle, sowie die zur Volumenbestimmung aus Orthodiametrie und Fernaufnahme benützten Leichenherzen und ein anatomisches Herzmodell durch Wasserverdrängung volumetrisch bestimmt. In jedem Falle wurde ein dreifacher Tauchversuch im Überlaufgefäß durchgeführt. Zur Ausschaltung von Fehlern, die sich aus der Oberflächenspannung des Wassers herleiten, wurden entsprechende Substanzen hinzugesetzt und damit die Oberflächenspannung vermindert.

Zum Tauchen selbst war es notwendig, die Schaumgummimodelle in einem sehr weichen, anliegenden Zellophanbeutel zu bringen, der sich durch den Druck der ihn umgebenden Wassersäule eng an das Material anlegt und somit zu keinem wesentlichen Fehlerfaktor führen kann.

Es galt außerdem zu entscheiden, wie weit, also bis zu welcher Querschnittshöhe das Volumen bestimmt werden soll. Wir wählten, wie bei der Begrenzung der Herzschattefläche die Höhe des rechten Gefäßwinkels, in der auch die flachbogige Linie zum Übergangspunkt vom linken Ventrikelbogen zum Conus pulmonalis abgeht. Aus der Topogramm-Aufnahme läßt sich der entsprechende Querschnitt ablesen.

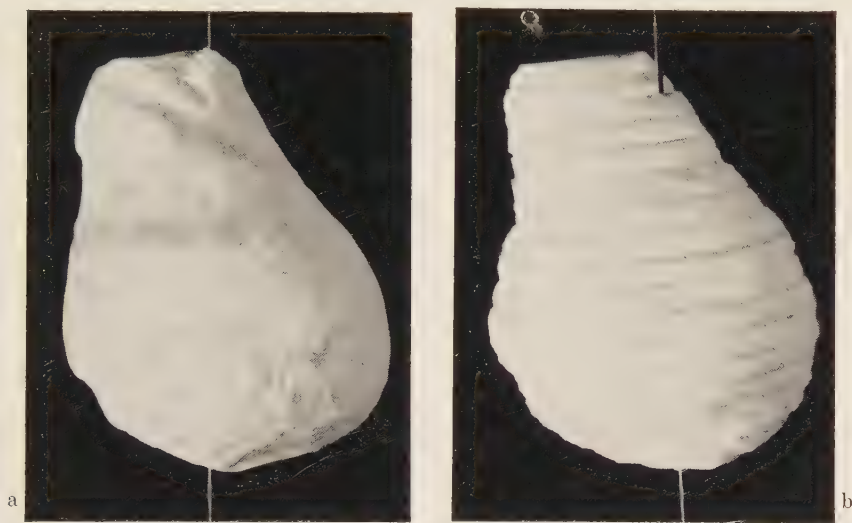


Abb. 14. Gipsmodell und davon mittels Röntgen-Topogramm hergestelltes Schaumgummimodell.

Tabelle 3 zeigt die Ergebnisse unserer vergleichenden Volumenbestimmung mittels Wasserverdrängung und Planimetrie der Querschnitte.

Tabelle 3. Beziehung zwischen Herzvolumen und der Summe der Querschnittsflächen

Herzmodell (Abb.-Nr.)	Tauch- volumen	reine Querschnitt- summe	Abweichung zwischen Spalte 3 und 2 in ccm %		$V = 1,058$ ($F_1 + F_2 + F_3$ $\dots + F_n$)	Abweichung Sp. 6 von 2 in %
			4	5		
Spalte 1	2	3			6	7
6	475	417	58	— 13,9	441	— 8,08
—	520	505	15	— 2,85	534	+ 2,69
7	588	539	49	— 9,11	570	— 3,31
8	635	612	23	— 3,61	647	+ 1,89
—	650	613	37	— 6,03	648	— 0,34
—	760	740	20	— 2,71	783	+ 3,13
—	890	847	43	— 5,08	896	+ 0,68
9	1275	1221	54	— 4,42	1290	+ 1,18
10	1455	1370	85	— 6,20	1450	— 0,34
11	2230	2094	136	— 6,50	2207	— 1,31
14	1270	1225	45	— 3,67	1297	+ 2,12

3. Untersuchungen am Leichenherzen und am anatomischen Herzmodell

Zur Kontrolle der Genauigkeit der von uns erwähnten zweiten Volumenbestimmungsmethode mittels Orthodiametrie unter Verwendung linearer

Herzmaße und der LUDWIGSchen Formel haben wir frische und gehärtete Leichenherzen, sowie ein überlebensgroßes (etwa 5:1) anatomisches Herzmodell durchleuchtet und orthodiametriert. Die Herzen wurden jeweils etwa in ihrer natürlichen Lage in Bezug auf die Neigungen der Herzachse gebracht. Es wurden die gleichen linearen Herzmaße orthodiametriert, die LUDWIG für seine Formel auf orthodiagraphischem Wege mißt und die JONSELL, REINDELL und Mitarb. auf Fernaufnahmen bestimmen. Es sind dies neben dem routinemäßig mitgemessenen größten queren Herzdurchmesser (Q) die Herzlängsachse (L), die hierzu senkrecht stehende größte Herzbreite (B) und die größte Tiefenausdehnung in sagittaler Richtung (T). Eine unmittelbare Kontrolle dieser linearen Maße an den Herzen selbst ergab in keinem Fall eine Abweichung um mehr als 2 mm. Die orthodiametrisch berechneten Volumina lagen alle unter den durch Wasserverdrängung kontrollierten. Das gleiche konnten wir beobachten, als wir von den Schaumgummimodellen das Herzvolumen orthodiametrisch bestimmten. Die Anfertigung der Aufnahmen zum Röntgen-Topogramm und die orthodiametrische Bestimmung der linearen Herzmaße wurden jeweils in der gleichen Sitzung vorgenommen. Auch die orthodiametrisch bestimmten Volumina der Patientenherzen waren alle kleiner als die der Schaumgummimodelle. Diese Tatsache kommt auch in Tabelle 5 zum Ausdruck, ebenso in der graphischen Darstellung der Abb. 15.

Unserer Ansicht nach kann dies nicht daran liegen, daß die linearen Herzmaße selbst zu ungenau gemessen werden können. Dies mag für Fernaufnahmen zutreffen, nicht aber für die Orthodiagraphie oder Orthodiametrie. Die Ursache muß in dem konstanten Faktor liegen. Wie wir oben bereits erwähnten, ist es a priori schon einleuchtend, daß man mit einem konstanten Faktor und der gleichen Formel keinen Hohlkörper berechnen kann, der so verschiedene Formen annimmt wie das menschliche Herz. Da es sich immer um Minusfehler handelt, scheint der LUDWIGSche Faktor mit 0,46 zudem noch zu klein zu sein.

Tabelle 4 zeigt sehr deutlich die beträchtliche Schwankungsbreite des sogenannten „konstanten“ Herzfaktors. Wir haben in dieser Tabelle für drei bestimmte Methoden aus dem Tauchvolumen und den linearen Herzmaßen, bzw. der Sagittalfäche den Faktor ermittelt, der entsprechend der Formel der betreffenden Methode zu dem durch Wasserverdrängung kontrollierten Volumen des Herzmodells führen würde. In Tabelle 4 entsprechen die Faktoren k_1 der Schwankungsbreite des von JONSELL für die Fernaufnahme aus 1,5 m mit 0,42 angegebenen Faktors. Je nach Herzform und -größe müßte dieser Faktor zwischen 0,263 und 0,474 liegen. Für die LUDWIGSche Formel, also für orthodiagraphische und orthodiametrische Untersuchungen, für welche ein Faktor von 0,46 angegeben ist (k_2 in Tabelle 4), müßte er zwischen 0,492 und 0,89 schwanken, und für die ROHRER-KAHLSTORF-Formel ($k_2 = 0,63$) müßte er zwischen den Werten 0,58 und 1,145 liegen.

Wie wir eingangs unserer Ausführungen bereits erwähnten, ist diese Tatsache von KJELLBERG klar erkannt worden, und er hat den Versuch unternommen, sie bei der praktischen Durchführung der Herzvolumenbestimmung zu berücksichtigen. KJELLBERG hat festgestellt, daß vor allem die Abflachung des Herzens in dorso-ventraler Richtung eine Änderung des Faktors bestimmt. Er hat als Index für die Herzform den Quotienten aus T^2 und F_s genommen, wobei T der größte Tiefendurchmesser in dorso-ventraler Richtung ist und F_s die Sagittalfäche bedeutet.

Auch dieser Index scheint noch nicht das richtige Kriterium für die Berücksichtigung der verschiedenen Herzformen zu sein. Wir haben jedenfalls diese Beziehung anhand der aus unseren Herzmodellen berechneten Indizes nicht bestätigen können, d. h. diese Indizes ergaben mit den entsprechenden Faktoren nicht die von KJELLBERG angegebene Kurve.

Tabelle 4. Ermittlung der Faktoren aus dem Tauchvolumen

Patient	Geschl.	Alter	Größe u. Gewicht		Herzdiagnose	Tauchvol.	k_1	k_2	k_3
			cm	kg					
S., E.	m	19	178	59,0	Normalherz	475	0,263	0,588	0,662
S., L.	m	11 $\frac{1}{2}$	143	32,0	Vorhofseptumdefekt (op.)	520	0,31	0,547	0,58
H., E.	w	48	163	54,5	Myokardsklerose	588	0,38	0,492	0,756
K., E.	m	27	175	53,5	Valv. Pulmonalstenose	635	0,265	0,525	0,724
N., K.	m	19	170	63,0	Rechtsschenkelblock	650	0,324	0,508	0,729
S., L.	m	11	143	31,6	Vorhofseptumdefekt	760	0,425	0,516	0,677
H., O.	m	55	162	59,0	AV-Block II. Grades	890	0,387	0,584	0,712
D., C.	w	53	168	64,0	Komb. Aorten-Mitral-Vitium	1275	0,339	0,494	0,83
E., H.	m	37	152	57,5	Chron. Myokarditis	1455	0,438	0,652	0,951
S., L.	m	47	161	62,0	Komb. Aorten-Mitral-Vitium	2230	0,474	0,89	1,145
Modellherz	—	—	—	—	—	1270	0,326	0,595	—
Anat. Modell	—	—	—	—	—	4340	0,359	0,578	—
Leichenherz	w	44	—	—	Normalherz (fixiert)	330	—	0,588	—
Leichenherz	m	73	—	—	Hypertonie (mit Barium gefüllt)	940	0,3165	0,612	—

k_1 = Faktor für die 1,5 m-Fernaufnahme (JONSELL 0,42)

k_2 = Faktor für die Orthodiametrie (LUDWIG 0,46)

k_3 = Faktor für die Bestimmung nach ROHRER-KAHLSTORF (0,63)

Auf Grund der bisherigen Untersuchungsergebnisse muß also eine Beziehung zwischen Herzvolumen und den linearen Herzmaßen des Herzrechtecks und der maximalen Herztiefe, sowie der Sagittalfäche und der Herztiefe nicht nur über einen konstanten, sondern auch über einen beweglichen Faktor verneint und abgelehnt werden. Diese Bestimmungen liefern nicht nur ungenaue, sondern bis auf wenige Ausnahmefälle falsche Ergebnisse. Die Ausnahmen erfassen die Herzen, die in ihrer Form gerade dem geometrischen Körper angenähert sind, für den dieser betreffende Faktor gilt, so wie es eingangs für das von ROHRER angenommene Paraboloid und den von KAHLSTORF beschriebenen „Idealkörper“ zwischen Ellipsoid und Paraboloid angeführt ist.

Da alle mittels Orthodiagraphie oder Orthodiametrie bestimmten Herzvolumina unter Verwendung des LUDWIGSchen Faktors zu klein geraten, und da dieser Faktor, wie unsere Tabelle 4 zeigt, von 0,492 bis 0,89 schwanken müßte, wäre es naheliegend, einen „verbesserten“ mittleren Faktor zu verwenden. Wir kämen damit jedoch keineswegs weiter. Eine Anzahl bestimmt geformter Herzen würden wir damit sicher exakter bestimmen können, eine weit aus größere anders geformter und stärker deformierter Herzen würden aber nach wie vor außerhalb liegen. Die Berechnung eines Mittelwertes für diese

Faktoren ist zudem mit Rücksicht auf die Bedeutung, die bereits einer Verschiebung des Faktors in der zweiten Dezimalstelle auf das Gesamtvolumen zukommt, nicht zu diskutieren.

Da bisher fast alle Untersucher ihre Methoden an Leichenherzen nachgeprüft haben (in neuerer Zeit FRIEDMAN, REINDELL und Mitarb.), soll nicht unerwähnt bleiben, daß bei nichtfixierten Leichenherzen und ohne Angabe des Füllungsgrades keine sichere Nachprüfung möglich ist. Das native postmortale Herz entspricht auch aufgefüllt in seiner Form und seinem Gesamtvolumen wegen Wegfall des Tonus und der hämodynamischen Verschiebungen nicht mehr der Form und Größe am Lebenden. Wir haben bei allen aufgefüllten Leichenherzen nie auch nur eine ähnliche Form gesehen, wie wir sie bei unseren Schaumgummimodellen des lebenden Patientenherzens fanden. Aus diesem Grund halten wir die von uns durchgeführten vergleichenden Untersuchungen und die Bestimmung der Faktoren aus den Schaumgummimodellen für wesentlich exakter als Nachprüfungen an Leichenherzen. Dies soll jedoch keineswegs früheren Untersuchungen zum Vorwurf dienen, da es bisher nicht möglich, bzw. nicht bekannt war, daß man sich vom lebenden Herzen auf eine einfache Art ein form-, lage- und größegerechtes Modell herstellen kann. Die früheren Modellherzen aus Ton scheiden für exakte Untersuchungen selbstverständlich aus, wie aus Abb. 5 ersichtlich ist.

D. Besprechung der Ergebnisse und Gegenüberstellung der verschiedenen Methoden

Es war uns im Gegensatz zu anderen Untersuchern relativ leicht möglich, unsere Ergebnisse mit denen anderer Autoren zu vergleichen und die Schwankungsbreite des Volumens eines bestimmten Patientenherzens festzustellen, wenn es nach den verschiedenen Methoden berechnet wird. Wir haben das Patientenherz als formkonstantes Schaumgummimodell uns selbst herstellen können.

Tabelle 5. Tabelle der errechneten Volumina nach verschiedenen Methoden in Gegenüberstellung zum Tauchvolumen der Schaumgummimodelle

Herzmodell = (Abb.-Nr.)	Tauch- volumen	Methode nach					
		ROHRER- KAHLSTORF	LUDWIG bzw. eigene Methode (Ortho- diametrie)	JONSELL	REINDELL	FUCHS und BAYER	GEGBARDT
6	475	452	372	758	680	399	370
—	520	645	516	685	663	486	448
7	588	779	550	650	575	525	487
8	635	552	555	1000	895	604	556
—	650	563	588	843	783	612	564
—	760	708	678	750	672	738	690
—	890	790	702	967	864	837	739
9	1275	1090	1190	1580	1408	1220	1140
10	1455	965	1025	1390	1245	1359	1242
11	2230	1230	1152	1975	1652	2147	1982

Es war uns andererseits nicht möglich, alle in Tabelle 1 aufgeführten Methoden der röntgenologischen Herzvolumenbestimmung nachzuprüfen, da

hierzu z. T. Spezialapparaturen notwendig gewesen wären, die wir nicht zur Verfügung hatten. Soweit wir es konnten, haben wir jedoch für 10 Schaumgummimodelle von Patientenherzen, deren Volumen durch Wasserverdrängung exakt feststellbar war, nach mehreren Methoden vergleichende Volumenbestimmungen vorgenommen. Darüber hinaus haben wir 44 Patienten orthodiametriert und Aufnahmen aus 1,5 m angefertigt. Die Ergebnisse dieser zweiten Untersuchungsreihe sind in Tabelle 6 zusammengestellt. Die der ersten Untersuchungsreihe mit 10 Schaumgummimodellen von Patientenherzen sind in Tabelle 5 wiedergegeben.

Diese Tabelle umfaßt Herzmodelle vom Volumen eines Normalherzen eines Neunzehnjährigen von 475 cm^3 bis zu dem eines extrem vergrößerten Herzens bei einem kombinierten Aorten-Mitralvitium eines 47jährigen Mannes mit 2230 cm^3 .

Eine Besprechung der einzelnen Modelle erübrigt sich an dieser Stelle, es soll nur erwähnt werden, daß sich die Form leistungsfähiger, gesunder Herzen auffällig in einer profilierten Konfiguration bis zur Kantigkeit, woraus man auf die Straffheit des muskulösen Organs schließen dürfte, von der schlaffen, mehr abgerundeten eines kranken, insuffizient gewordenen Herzens unterscheidet.

Während die LUDWIGSchen Maße denen der Orthodiametrie entsprechen und direkt in die Formel eingesetzt werden konnten, mußte für die orthodiagraphische ROHRER-KAHLSTORFSche Formel die aus dem Sagittalbild der 1,5 m-Aufnahme planimetrisch gewonnene Schattenfläche erst umgerechnet werden. Dazu wird die Fläche durch den ins Quadrat erhobenen Quotienten aus dem Q der Fernaufnahme (1,5 m) und dem orthodiametrierten Q dividiert. T erhielten wir aus der Orthodiametrie.

Die JONSELLSche Formel verlangt die Maße der Fernaufnahme aus 1,5 m Abstand.

Zur Verwendung der von REINDELL angegebenen Formel mußten die linearen Herzmaße unserer üblichen Fernaufnahme, sowie das T mit einem Umrechnungsfaktor von 0,98 multipliziert werden, um eine Übereinstimmung in der Verzeichnung mit der REINDELLSchen Aufnahmetechnik aus 2 m zu erzielen. Es soll hierbei nicht unerwähnt bleiben, daß ein absoluter Vergleich dieser Ergebnisse mit unseren deshalb nicht möglich ist, weil die Untersuchungen dort im Liegen, bei uns aber im Stehen durchgeführt wurden, so daß orthostatische Verschiebungen des Blutvolumens unberücksichtigt bleiben müssen.

Zwei weitere Spalten zeigen die Volumina nach den von FUCHS und BAYER sowie von GEBHARDT angegebenen Formeln. Beide stellen durch die Verwendung der Planigraphie eine neue Richtung in der Herzvolumenbestimmung dar. Wie schon vorher von DUHAMEL und Mitarb., wird hier versucht, aus den Quers- bzw. Frontalschnitten auf das Herzvolumen zu schließen.

Die Angaben, wie sie in unserer Übersicht erscheinen, lassen allerdings bei den letztgenannten Verfahren nicht auf die wirkliche Fehlerbreite schließen, da die Ergebnisse an unseren Modellen gewonnen sind, so daß Abgrenzungsschwierigkeiten und daraus erwachsende Fehler, wie sie erfahrungsgemäß bei der Schichtaufnahme nicht zu umgehen sind, hierbei unberücksichtigt sind.

Die FUCHS-BAYERSche Formel wurde dahingehend erweitert, daß wir unter Berücksichtigung der bereits im methodischen Teil erwähnten Unklarheit, für die untere Herzkappe nochmals den letzten Querschnitt einsetzen und das Glied

in der Formel als vorletztes betrachten. Eine tiefergehende Konsequenz ergibt sich für die weiteren Darstellungen nicht, da die Werte ohnehin noch unter unseren ermittelten „Sollwerten“ liegen.

Tabelle 6. Tabelle errechneter Volumina nach ROHRER-KAHLSTORF,
nach LUDWIG und nach JONSELL

Nr.	Patient	Gew.	Diagnose	ROHRER- KAHLSTORF	LUDWIG	JONSELL
1	W., M. m	59,5	Aortenisthmusstenose	585	560	642
2	L., H. m	68,5	Aorteninsuffizienz	875	912	1198
3	G., P. w	56,0	Mitralinsuffizienz	1675	1265	1882
4	H., M. m	42,0	Juvenile Hypertonie	373	403	676
5	M., H. m	55,0	Myokarditis	695	645	1000
6	G., C. w	63,5	Pericarditis constr.	378	364	644
7	W., G. m	67,5	o. B.	464	406	724
8	F., E. m	69,0	Aortenisthmusstenose	718	680	1203
9	H., G. m	38,5	Juvenile Hypertonie	380	320	516
10	H., J. w	52,0	Essentielle Hypertonie	358	368	810
11	H., G. w	74,0	Labile Hypertonie	433	431	1000
12	S., A. m	86,0	Essentielle Hypertonie	1110	937	1820
13	O., H. m	68,0	o. B.	500	538	1024
14	M., H. w	57,5	Chron. Myokarditis	418	367	820
15	B., A. w	69,5	Obstr. Emphysem	483	460	926
16	K., J. m	54,5	Aortenstenose	1028	1020	1548
17	M., G. m	72,0	o. B.	621	502	1062
18	K., F. m	80,0	Myokardose	865	775	1305
19	H., A. m	86,0	Essentielle Hypertonie	1045	945	1950
20	H., H. m	92,0	Volumen-Hochdruck	927	915	1242
21	H., G. w	68,0	o. B.	538	502	842
22	C., W. m	69,0	Aortenstenose	855	672	1385
23	P., F. m	76,0	Dekomp. Hypertonie	1625	1285	2340
24	A., M. w	78,0	o. B.	420	393	953
25	Z., P. w	49,0	Mitralstenose	720	542	1170
26	D., K. m	64,0	o. B.	650	563	1030
27	K., M. w	52,0	o. B.	454	346	623
28	S., R. m	76,0	Morb. ADDISON	485	637	1090
29	S., A. m	81,0	Fixierte Hypertonie	885	755	1213
30	P., H. m	78,0	Lab. ess. Hypertonie	598	590	862
31	M., A. m	82,0	Pericarditis constr.	635	732	1080
32	R., L. m	68,0	Endangitis	506	411	712
33	H., O. m	59,0	AV.-Block II. Grades	790	702	967
34	W., H. w	47,0	Valv. Pulmonalstenose	430	392	724
35	S., E. m	80,0	Essentielle Hypertonie	665	660	1100
36	D., C. w	64,0	Aorten-Mitralvitium	1090	1190	1580
37	K., E. m	53,5	Valv. Pulmonalstenose	552	556	1000
38	E., H. m	57,5	Chron. Myokarditis	965	1025	1330
39	S., L. m	62,0	Aorten-Mitralvitium	1230	1152	1975
40	S., E. m	59,0	o. B.	452	372	758
41	S., L. m	31,6	Vorhof-Septumdefekt	708	678	750
42	S., L. m	32,0	„ (postoperativ)	645	516	685
43	N., K. m	63,0	Rechtsschenkelblock	563	588	843
44	H., E. w	54,5	Myokardsklerose	779	550	650

Die Gegenüberstellung zeigt, daß die nach ROHRER-KAHLSTORF bestimmten Volumina bis auf zwei unter dem Tauchvolumen liegen. Die mittlere Abweichung beträgt 170.4 cm^3 , das sind 17.97% . Auch den zu großen Kompromissen bereiten Untersucher wird es allerdings abschrecken, wenn sein ermitteltes Volumen im Extremfall bis zu knapp 45% zu klein sein soll.

Spalte 2 zeigt die Volumina bei Verwendung der LUDWIGSchen Formel. Hiernach liegen sogar alle erhaltenen Werte zu tief, im Extremfall bis zu $48,3\%$. Der Mittelwert liegt bei $22,6\%$.

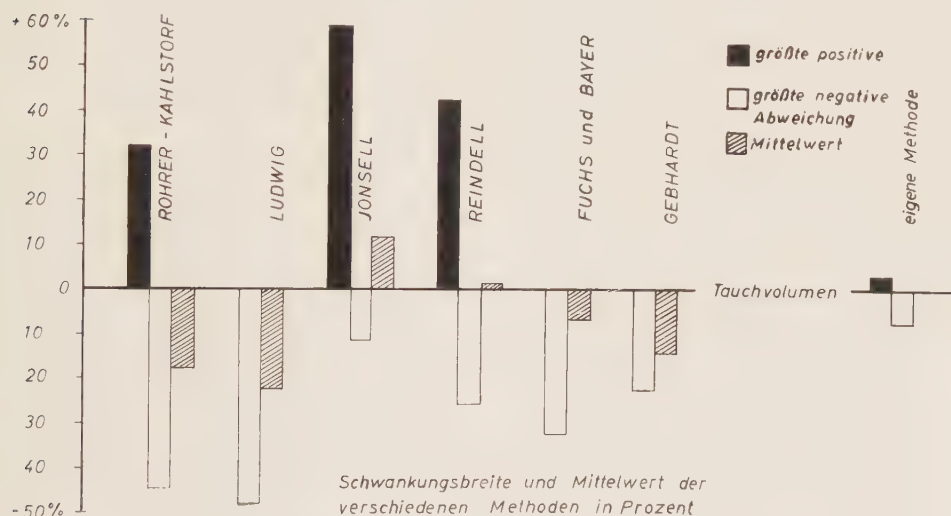


Abb. 15. Schwankungsbreite und Mittelwert der verschiedenen Methoden in Prozent.

Die Mehrzahl der JONSELLSchen Werte dagegen ist erhöht. Die Abweichungen betragen bis zu $+59,5$ und $11,44\%$. Ausgehend vom statistischen Mittelwert wäre die Formel nach REINDELL mit $1,34\%$ Abweichung geradezu ideal, doch ergibt sich auch hier eine Schwankungsbereich zwischen $+43,2$ und $-25,9\%$.

Mit den hier wiedergegebenen Ergebnissen stimmt auch der Eindruck überein, den man gewinnt, wenn man die Reihe aller anderen, von uns untersuchten Patienten durchgeht und das ermittelte Volumen in die Gesamtheit des klinischen Bildes einordnet. Tabelle 6 zeigt dies deutlich.

Es muß dagegen ins Auge fallen, daß die errechneten Volumina aus den Quer- und Frontalschnitten aller näher an das Tauchvolumen herankommen. Hiermit kommen wir bei der Besprechung der Ergebnisse und der Gegenüberstellung der bisher bekanntgewordenen Methoden zur Herzvolumenbestimmung zum eigentlichen Kernpunkt. Alle Methoden, die mit linearen Maßen oder Flächenmaßen arbeiten, müssen einen konstanten oder variablen Faktor benutzen. Dadurch wird dem Herzen eine geometrische Form aufgezwungen, die es nicht hat. Erst die Methoden, die mit echten Herzquerschnitten arbeiten, brachten hierin einen Wandel. Sie erfassen erstmals alle Herzformen und Herzgrößen, ohne daß Volumenabweichungen bis zu 50% vorkommen können. Die

Art der Herzkonfiguration, und sei sie auch noch so extrem, ist bei diesen Methoden völlig unbeachtlich. Die Volumina in den beiden letzten Spalten der Tabelle liegen zwar ebenfalls unterhalb des durch Wasserverdrängung ermittelten Volumens (Mittelwerte bei 6,54 bzw. 14,4%), doch scheinen sie den richtigen Weg zur Bestimmung des Herzvolumens zu weisen. Dies geht klar aus der graphischen Darstellung in Abb. 15 hervor. Die Verbindungslinien der Säulenspitzen der extremen Abweichungen laufen gegen die Methoden, die mit Querschnitten arbeiten, konisch zusammen und erreichen ihren kleinsten Abstand vom Sollwert bei der von uns vorgeschlagenen Methode mittels Röntgen-Topogramm. Hier liegen die größte positive und die größte negative Abweichung weitaus am niedrigsten. Wir haben in unserer Versuchsreihe eine maximale Abweichung nach oben von 3,13 und eine maximale Abweichung nach unten von 8,08%.

E. Klinische und wissenschaftliche Anwendungsmöglichkeiten

Die vorliegende Arbeit beinhaltet nur einen Ausschnitt der Anwendungsmöglichkeiten der Methode des Röntgen-Topogramms für Forschung und Praxis.

Neben den Fragestellungen nach dem Herzvolumen überhaupt, der Bedeutung anderer Methoden und dem Herzfaktor, wie sie in diesen Untersuchungen bearbeitet wurden, sind Probleme der systolischen und diastolischen Volumendifferenz mit Hilfe des Kymogramms oder der Ekg-Schaltung der Röntgenaufnahme, Volumenabhängigkeiten von orthostatischen Reaktionen und der Atemlage nur angedeutet und keinesfalls ausgeschöpft. Man muß auch den Gedanken aufgreifen, mittels der Differenz zwischen nur mit relativ geringem Fehler bestimmbar systolischen und diastolischen Herzvolumen zu einer einfachen röntgenologischen Methode der Schlagvolumenbestimmung zu kommen.

Darüber hinaus dürften die Modelle normaler und pathologischer Patientenh Herzen zu Demonstrationszwecken im Unterricht besonders geeignet sein, da sie den räumlichen Eindruck wiedergeben und eine Vorstellungsmöglichkeit von pathologischen Größen und Formen am Lebenden schaffen.

Ein weiteres Anwendungsgebiet für die vorliegende Herzvolumenbestimmung, aber auch für die Herzmodellierung ist die Kontrolle medikamentöser und operativer Maßnahmen am Herzen. Es ist jetzt möglich geworden, das Modell des Herzens eines schwer dekompenzierten Herzkranken vor der Behandlung herzustellen, während der Behandlung weitere Modelle anzufertigen und nach Abschluß der Behandlung ein letztes Modell hinzuzufügen. Die Reihe solcher Herzmodelle vermittelt von der Rückbildung der Herzvergrößerung und der Wiederkehr des normalen Tonus einen weit besseren Eindruck als es die üblichen Röntgenaufnahmen je können.

Auf einem weiteren Anwendungsgebiet haben wir selbst bereits die ersten Schritte unternommen. Wir haben bis jetzt bei drei Patienten mit angeborenen Herzfehlern jeweils vor und nach der Operation Herzmodelle angefertigt. Es ist bekannt und wurde in Rahmen der 10. Wissenschaftlichen Ärztetagung in Nürnberg 1959 sowohl vonseiten des Chirurgen (DERRA), als auch des Röntgenologen (VIETEN) betont, daß das sagittale Übersichtsbild nach der Operation die klinisch sicher eingetretene völlige Umstellung der Herzdynamik und die

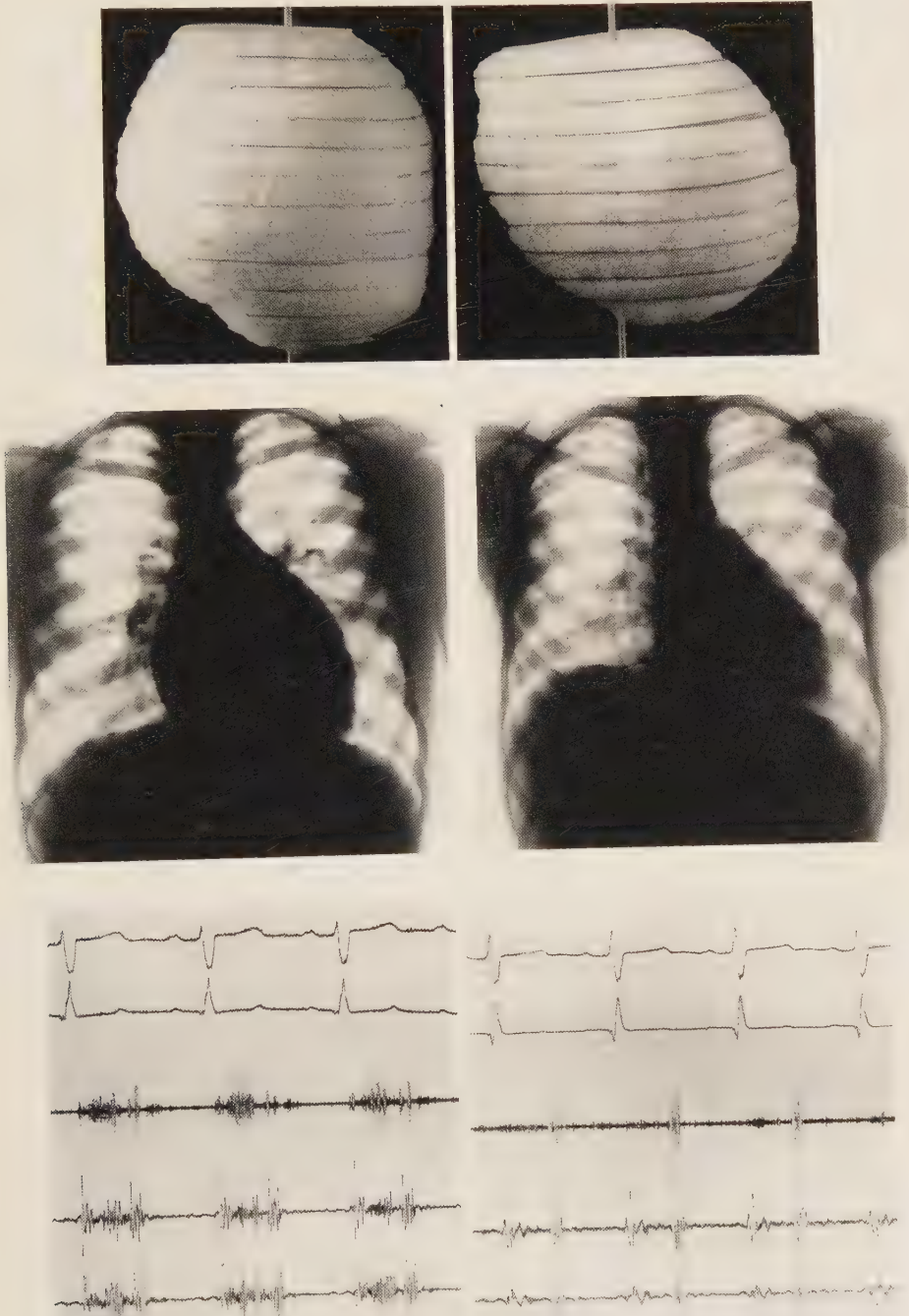


Abb. 16. Röntgen-topographisches Herzmodell eines Vorhof-Septumdefektes vor und nach Operation.

klinische Besserung überraschenderweise nie richtig zeigt. Sowohl Form als auch Größe des Herzens erscheinen weitgehend gleichgeblieben. Nicht so aber das Herzmodell. Wir sehen an unseren Herzmodellen deutliche Formunterschiede, die einem die hämodynamische Veränderung geradezu vermitteln. Auch das Volumen zeigt im Gegensatz zur „Herzgröße“ der Aufnahme ein deutliches Absinken. In Abb. 16 haben wir einen Fall eines Vorhof-Septumdefektes prä- und postoperativ dargestellt. Das zweite Modell wurde 40 Tage nach der Operation angefertigt.

Eine Kombination in der Anwendung des Röntgen-Topogramms mit dem Herzkatheterismus oder Kontrastmitteln zur Darstellung der Herzhöhlen am Lebenden ist nicht ausgeschlossen.

Untersuchungen an einer größeren Anzahl von Herzmodellen werden nunmehr eine klare Aussage über den Sollwert bzw. über einen Normbereich des Herzvolumens in Abhängigkeit von anderen Faktoren erlauben.

F. Zusammenfassung

Mit der vorliegenden Arbeit sollte der Weg zu einer klinisch brauchbaren und routinemäßig leicht durchführbaren Herzvolumenbestimmung aufgezeigt werden. Die bisherigen Methoden der Herzvolumenbestimmung und Herzmodellierung werden eingehend kritisch besprochen. Sie lassen sich in folgende Gruppen einteilen: orthodiographische Methoden mit der sagittalen Herzfläche oder linearen Maßen, Methoden, die mit der Fernaufnahme und den umgerechneten Maßen arbeiten, und die neueren Verfahren, denen tomographische Schnitte zugrunde liegen.

Die orthodiographischen Methoden sind verlassen worden, da heute nicht mehr orthodiographiert wird. Ebenso wie bei der Fernaufnahme wurde bei ihnen mit einem konstanten Faktor in einer Volumenformel gearbeitet. Dieser Faktor bildet nach unseren Untersuchungen die Hauptfehlerquelle und muß abgelehnt werden, da er den verschiedenen Herzkonfigurationen nicht gerecht werden kann. Im Gegensatz hierzu stehen die Methoden mit Körperschichtaufnahmen, bei denen die Herzkonfiguration in jedem Falle erfaßt wird und die daher keines Faktors bedürfen. Sie sind bereits wesentlich genauer als frühere Methoden, haben jedoch Schwierigkeiten in der Abgrenzung der Randschichten und bedürfen ebenfalls einer Umrechnung der zur Volumenbestimmung benützten Oberfläche der Einzelschnitte.

Die neue Methode des Röntgen-Topogramms wird besprochen. Sie erlaubt die Herstellung einer Körperquerschnittsskizze im Maßstab 1:1 aufgrund von vier beliebig angefertigten und unbekannt verzeichneten Röntgenaufnahmen. Mit diesem Verfahren wird das Herz in zentimeterdicke Scheiben zerlegt. Der absolute Wert der Oberfläche wird dem des Volumens gleichgesetzt und das Gesamtherzvolumen als Summe aller Oberflächenwerte der einzelnen Querschnitte berechnet. Darüber hinaus werden mit den auf Pappe oder zentimeterstarke Schaumgummiplatten übertragenen Querschnitten form-, lage- und größengerechte Herzmodelle hergestellt. Anhand dieser Modelle, deren Volumen durch Wasserverdrängung exakt bestimmt werden kann, wurden die bisherigen Methoden nachgeprüft und auch für die eigene Methode die Fehlergrenze bestimmt. Außerdem wurden Kontrollmessungen an Leichenherzen und an einem überlebensgroßen anatomischen Herzmodell vorgenommen. Die linearen Maße wurden bei der Durchleuchtung mittels der Orthodiametrie bestimmt, konnten also direkt in die orthodiographischen Formeln der Herzvolumenbestimmung eingesetzt werden.

In einer Gegenüberstellung der einzelnen Methoden konnte gezeigt werden, daß die eigene Methode der Herzvolumenbestimmung mittels Röntgen-Topogramm weitaus die geringsten Fehlermöglichkeiten enthält.

Auf die klinischen und wissenschaftlichen Anwendungsmöglichkeiten der neuen Methode zur Herzvolumenbestimmung und Herzmodellierung wird kurz eingegangen.

Erwähnt wird ihr Wert vor allem bei der Kontrolle des Herzvolumens vor und nach der Behandlung, sowie in der Anfertigung pathologischer Herzmodelle für den Unterricht und in der vergleichenden Herzmodellierung vor und nach Herzoperationen.

Schrifttum

- ASSMANN, H., Die klinische Röntgendiagnostik der inneren Erkrankungen (Berlin, 1934). — BARANY, J., Das Maß der Bildverzerrung am Röntgenbild. Magy. Radiol. **6**, 175 (1954). — BARDEEN, C. R., Estimation of cardiac volume by roentgenology. Amer. J. Roentgenol. **9**, 823 (1922). — BARNHARD, H. J., J. A. PIERCE, J. W. JOYCE und J. H. BATES, Roentgenographic determination of total lung capacity. A new method evaluated in health, emphysema and congestive heart failure. Amer. J. Med. **28**, 51 (1960). — BERGK, K. und H. CHANTRAINE, Vorrichtung zur Einschaltung der Lungenaufnahme durch den Herzschlag. Fsch. Röntgenstr. **45**, 334 (1932). — BJÖRK, G., On the relationship between the heart volume and various physical factors. Acta radiol. **25**, 372 (1944). — BLASIUS, W., Herzmaße im Röntgenbild. Fsch. Röntgenstr. **57**, 567 (1938). — BRAUN, H., Das Herzvolumen und seine Beziehung zu anderen hämodynamischen Faktoren unter Anwendung neuer röntgenologischer Untersuchungsmethoden. Arch. Kreislaufforsch. **32**, 87 (1960). — BREDNOW, W., Plastische Darstellung des Herzens. Z. Klin. Med. **122**, 382 (1932); Röntgenatlas der Erkrankungen des Herzens und der Gefäße (München-Berlin 1951). — BROWN, G. H., Automatic compensation in roentgenographic Pelycephalometry. Amer. J. Roentgenol. **78**, 1063 (1957). — BÜCHNER, H., Orthodiametrie. Teil I: Die Größenbestimmung mittels einfacher Röntgendurchleuchtung. Fsch. Röntgenstr. **74**, 498 (1951); Orthodiametrie. Teil II: Die Lagebestimmung während einfacher Durchleuchtung und das Umrechnen verzeichneter Filmmaße mittels eines Spezialrechengerätes. Fsch. Röntgenstr. **76**, 158 (1952); Über die Möglichkeit einer einfachen Herzvolumenbestimmung mit Hilfe der Orthodiametrie. Heft der Dtsch. Röntg. Ges. zur 33. Tagung 1951; Über Orthodiametrie. Die Größen- und Lagebestimmung mittels einfacher Röntgendurchleuchtung. Wien. med. Wschr. **102**, 473 (1952); Das Röntgentopogramm. Ein einfaches Hilfsmittel zur räumlichen Orientierung in Diagnostik und Therapie. Fsch. Röntgenstr. **91**, 252 (1959). — DIETLEN, H., Größe und Lage des Herzens und ihre Abhängigkeit von physiologischen Bedingungen. Dtsch. Arch. klin. Med. **88**, 55 (1906); Orthodiagraphie und Teleröntgenographie als Methoden der Herzmessung. Münch. med. Wschr. **1917**, 1763; Über Herzgröße und Herzmessung. Klin. Wschr. **1922**, 2097; Über die klinische und physiologische Bedeutung der Herzgröße. Münch. med. Wschr. **1950**, 1261 und 1345. — DRUMMOND, D. H. und W. W. SCHMELA, Computation of dimensions in planigraphy with mathematical instruments. Acta radiol. **32**, 550 (1939). — DUHAMEL, J., P. L. MARTIN und M. GUILLON, La méthode tomographique dans la mesure du volume d'un viscère plein sur le sujet vivant. Sci. industr. fotogr. **24**, 485 (1913). — DUHAMEL, J., P. L. MARTIN, M. GUILLON et I. BROUSSIN, La méthode tomographique dans la mesure du volume d'un viscère plein. Application au cœur. Acta radiol. **41**, 377 (1954). — EGGLI, A., Eine Apparatur zur Auslösung herzphasensynchronisierter Thoraxaufnahmen zum Zwecke der Herzgrößenbestimmung und Lungenstereometrie. Radiol. clin. **8**, 51 (1939). — FRIEDMAN, C.-E., The residual blood of the heart. A clinical X-ray and pathological anatomical study. Amer. Heart J. **39**, 397 (1950). — FUCHS, G. und O. BAYER, Eine neue Methode zur Bestimmung des Herzvolumens. Fsch. Röntgenstr. **78**, 709 (1953); Das Volumen des menschlichen Herzens und seine Bestimmung aus der Schichtaufnahme. Wien. med. Wschr. **104**, 173 (1954). — GEBHARDT, W., Eine neue Methode der röntgenologischen Herzvolumenbestimmung mit Hilfe des simultanen Schichtverfahrens im Vergleich mit den bisher üblichen Methoden. Klin. Wschr. **35**, 1119 (1957). — GEIGEL, R., Über die Bestimmung der wahren Größe von Organen usw. aus der Größe des Schattens im Röntgenbild. Münch. med. Wschr. **1909**, 1646; Die klinische Verwertung der Herzsilhouette. Münch. med. Wschr. **1914**, 1220. — GLADYSZ, B., A proper calculation of the width of the tomogram. Polski przegl. radiol. **20**, 183 (1956); Ref. in: Zbl. Radiol. **52**, 33 (1956/57). — GROEDEL, F. M., Die Röntgendiagnostik der Herz-

und Gefäßerkrankungen (Berlin, 1912); Die Lungenfern- und Abstandsaufnahme. Verhdl. d. Dtsch. Röntg. Ges. 16. Kongr. 1925. — HAMMER, G., Die röntgenologischen Methoden der Herzgrößenbestimmung (nebst Aufstellung von Normalzahlen für Orthodiagramm und die Fernaufnahme). Ftschr. Röntgenstr. **25**, 510 (1917/18); Die Herzfläche als Maßstab für die Herzgrößenbestimmung. Ftschr. Röntgenstr. **38**, 1000 (1928). — HERGARTEN, L., Die „Wägemethode“, ein vereinfachtes Hilfsmittel bei der Herzvolumenbestimmung. Röntgen-Bl. **4**, 304 (1951). — HOLMQUIST, H. I., Nomogramm for roentgenographic mensuration. Radiology **31**, 198 (1938). — HOLZMANN, M., Erkrankungen des Herzens und der Gefäße. In: SCHINZ-BAENSCH-FRIEDL-UEHLINGER, Lehrbuch der Röntgendiagnostik, Bd. III, 5. Aufl., S. 2679ff. (Stuttgart 1952). — INNES, G. S., A slide rule for calculating the size of an object from the size of its shadow on an X-ray film. Brit. J. Radiol. **26**, 158 (1953). — JONSELL, S., A method for the determination of the heart size by teleroentgenography (a heart volume index). Acta radiol. **20**, 325 (1939). — KAHLSTORF, A., Über eine orthodiagraphische Herzvolumenbestimmung. Ftschr. Röntgenstr. **45**, 123 (1932); Über Korrelationen der linearen Herzmaße und des Herzvolumens. Klin. Wschr. **72**, 362 (1933); Möglichkeiten und Ergebnisse röntgenologischer Herzvolumenbestimmungen. Klin. Wschr. **17**, 223 (1938). — KJELLBERG, S. R., Roentgenologic determination of the cardiac volume and some of its sources of error. Cardiologia **14**, 374 (1949); The roentgenologic determination of the heart volume. Acta med. Scand. **145**, Suppl. **277**, 25 (1953). — KJELLBERG, S. R., H. LÖNROTH und U. RUHDE, The effect of various factors on the roentgenological determination of the cardiac volume. Acta radiol. **35**, 413 (1951). — KNOTHE, W., Eine einfache Methode zu einer exakten sowohl geometrischen wie anatomischen Tiefenbestimmung von Fremdkörpern, gleichzeitig geeignet, Lage und Tiefendimension schattengebender Organe und Tumoren festzustellen. Münch. med. Wschr. **1928**, 1876. — KÖHLER, A., Die Herstellung fast orthodiagraphischer Herzphotogramme mittels Röntgeninstrumentarium mit kleiner Elektrizitätsquelle. Wien. klin. Rdsch. **19** (1905) Nr. 16. — LARSSON, H. und S. R. KJELLBERG, Roentgenological heart volume determination with special regard to pulse rate and the position of the body. Acta radiol. **29**, 159 (1948). — LEMCKE, W., Über die graphische Darstellung zur Umrechnung der Herzgröße auf Aufnahmen aus verschiedener Entfernung nach BLASIUS. Röntgen-Bl. **4**, 68 (1951). — LIECHTI, A., Eine vollautomatische Stereoaufnahmeapparatur für die Thoraxdiagnostik. Ftschr. Röntgenstr. **65**, 81 (1942). — LINDGREN, G. und S. ODEN, Herzvolumenbestimmung auf Mikrofilmen. Acta radiol. **42**, 374 (1954). — LUDWIG, H., Röntgenaufnahmen des Herzens während bestimmter Aktionsphasen. Ftschr. Röntgenstr. **57**, 515 (1938); Röntgenologische Beurteilung der Herzgröße. Ftschr. Röntgenstr. **59**, 1, 139, 250, 607 (1939); Bedeutung und Technik der Herzgrößenbestimmung. Helv. med. acta **8**, 800 (1941); Symposium über röntgenologische Herzvolumenbestimmung. Cardiologia **14**, 366 (1949). — LUDWIG, H. und D. D. GORIDIS, Die Querdurchmessersumme als Maß der Herzgröße. Radiol. clin. **22**, 293 (1953). — LUSTED, L. B. and TH. E. KEATS, Atlas of roentgenographic measurement. (Chicago 1959). — LYSHOLM, E., Röntgenoskopischer Modellierungsapparat auch für Quersektion und Lokalisation. Acta radiol. **7**, 189 (1926). — MORITZ, F., Methoden der Herzuntersuchung. In: Die Deutsche Klinik usw., Bd. IV, S. 453–532 (Berlin-Wien 1907); Demonstration zur Größe und Fassungskraft des Herzens. Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforschg. **1**, 188 (Dresden und Leipzig 1928). — MUSSHOFF, K. und H. REINDELL, Zur Röntgenuntersuchung des Herzens in horizontaler und vertikaler Körperstellung. I. Mitt.: Der Einfluß der Körperstellung auf das Herzvolumen. Dtsch. med. Wschr. **1956**, 1001; II. Mitt.: Der Einfluß der Körperstellung auf die Herzform. Dtsch. med. Wschr. **1957**, 1075. — PALMIERI, G. G., Sulla possibilita di ricostruire il cuore in plastica dal vivente con il sussidio dei raggi X. Mall. cuore **4**, 69 (1920); Über meine Methode der plastischen Darstellung des Herzens am Lebenden. Acta radiol. **10**, 127 (1929). — REH, M., Zur Bestimmung der wahren Herzgröße aus der Größe des Röntgenschnitts. Münch. med. Wschr. **1909**, 2116. — REINDELL, H., K. MUSSHOFF, H. KLEPZIG, H. STEIM, P. FRISCH, G. METZ und K. KÖNIG, Beitrag zur Funktionsdiagnostik des gesunden und kranken Herzens. Münch. med. Wschr.

1958, 765. — REINDELL, H., R. WEYLAND, H. KLEPZIG und K. MUSSHOF, Über physiologische und pathophysiologische Grundlagen der Röntgendiagnostik des Herzens. I. Mitt.: Anpassungsvorgänge des gesunden Herzens an physiologische Belastungen. Dtsch. med. Wschr. 1955, 540; II. Mitt.: Die Arbeitsweise des Herzens bei Herz- und Kreislauferkrankungen und ihre Rückwirkung auf die Herzgröße. Dtsch. med. Wschr. 1955, 744. — ROHRER, F., Volumenbestimmung von Körperhöhlen und Organen auf orthodiagraphischem Wege. Fsch. Röntgenstr. 24, 285 (1916). — SAHATCHIEFF, A., Beitrag zur Röntgenuntersuchung des Herzens. Fsch. Röntgenstr. 33, 683 (1925). — SCHATZKI, R., Plastische größen- und lagewahre Darstellung des Herzens. Fsch. Röntgenstr. 37, 899 (1928). — SCHLOMKA, G. und H. DAUM, Über die Spontanschwankungen der Herzgröße beim Gesunden. Fsch. Röntgenstr. 55, 558 (1937). — STECHER, W. R., Cardiac mensuration aided by horizontal orthodiagraphy. Amer. J. Roentgenol. 42, 264 (1939). — TAKAHASHI, SH. und T. SKINOZAKI, Solidography of the heart. Acta radiol. 41, 435 (1954). — THURN, P., Zur röntgenologischen Volumenmessung des Herzens. Fsch. Röntgenstr. 90, 290 (1959). — UNGERLEIDER, H. E. and R. GUBNER, Evaluation of the heart size measurement. Amer. Heart J. 24, 494 (1942). — WEGELIUS, C., Untersuchungen über die Möglichkeiten einer dreidimensionalen röntgenographischen Abgrenzung innerer Organe des menschlichen Körpers (Helsingfors 1934).

Anschrift der Verfasser:

Dr. H. BÜCHNER, Röntgenabteilung der Chir. Univ.-Klinik, Erlangen,
Dr. M. GRIESE, Med. Univ.-Klinik, Erlangen.

L E B E N S L A U F

Am zwölften März 1934 wurde ich

Manfred GRIESE

in Goschütz, im Kreis Groß-Wartenberg, in Schlesien, als Sohn des Gutsinspektors Ernst Griese und seiner Ehefrau Elfriede geboren.

Mein Vater verstarb im Jahre 1939. Mit kriegsbedingter Unterbrechung besuchte ich von 1940 bis 1948 die Volksschule und trat am 1. 9. 1948 in die damalige Lehrerbildungsanstalt, das spätere Deutsche Gymnasium in Coburg in Oberfranken ein.

Nach der Reifeprüfung im Juni 1954 begann ich mit dem Wintersemester 1954/55 das Medizinstudium an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen. Hier legte ich auch nach fünf vorklinischen Semestern im Februar 1957 die ärztliche Vorprüfung ab.

Das Wintersemester 1957/58 und das Sommersemester 1958 habe ich an der Universität Tübingen studiert und das Staatsexamen der Medizinischen Fakultät in Erlangen am 4. 8. 1960 abgelegt.

